T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

POSTERİOR MAKSİLLADA YETERLİ KEMİK HACMİNİN OLMADIĞI DURUMLARDA İMPLANT UYGULAMASINDA KUVVET DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

BRUNİLDA GASHİ

DANIŞMAN
PROF.DR.TAYFUN ÖZDEMİR

ORAL İMPLANTOLOJİ ANABİLİM DALI
ORAL İMPLANTOLOJİ PROGRAMI

İSTANBUL-2009

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

03 / 03 /2009

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum	: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı	: DOKTORA
Programın seviyesi	: Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı	: ORAL İMPLANTOLOJİ
Tez Sahibi	: BRUNİLDA GASHI
Tez Başlığı	: Posterior Maksillada Yeterli Kemik Hacminin Olmadığı Durumlarda İmplant Uygulamasında Kuvvet Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi
Sınav Yeri	: İ.Ü.DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROF.DR.ALTAN GÜLHAN ÖZERKAN KONFERANS SALONU
Sınav Tarihi	: 27 / 02 / 2009

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

1.Prof.Dr.Tayfun ÖZDEMİR (İ.Ü.Dişhek.Fak.Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)(Tez Danışmanı)

2.Prof.Dr.Serdar YALÇIN (İ.Ü.Dişhek.Fak.Oral İmplantoloji Anabilim Dalı) (Tez İzleme Komitesi)

3.Prof.Dr.Cüneyt Korhan ORAL (İ.Ü.Dişhek.Fak.Oral İmplantoloji Anabilim Dalı) (Tez İzleme Komitesi)

4.Prof.Dr.Elvan EFEOĞLU (Marmara Üniversitesi Dişhek.Fak.Periodontoloji Anabilim Dalı

5.Doç.Dr.Z.Cüneyt KARABUDA (İ.Ü.Dişhekimliği Fak.Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

BRUNİLDA GASHİ



İTHAF

Bu çalışmamı, benden emeklerini, sevgilerini ve desteklerini esirgemeyen değerli aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini esirgemeyen kıymetli hocam ve tez danışmanım İ.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji Ana Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Tayfun Özdemir'e,**

Mesleki eğitimime ve tezime katkılarından dolayı değerli hocalarım **Sayın Prof. Dr. Serdar Yalçın, Sayın Doç. Dr. Cüneyt Karabuda** ve **Sayın Doç. Dr. Selim Ersanlı'ya,**

Tezimin hazırlanması sırasındaki katkılarından dolayı değerli sayın hocam **Sayın Prof.Dr. Cüneyt K. Oral'a,**

Çalışmamın temelini oluşturan modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizini yapan **Ay Tasarım Ltd**'e ,

Birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum sevgili **Uzman** ve **Asistan** arkadaşlarıma,

Teşekkür Ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: T-751

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... İİ
BEYAN ..... İİİ
İTHAF ..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER ..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ X
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİ
GRAFİKLER LİSTESİ ..... XİX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ XX
ÖZET ..... XXİ
ABSTRACT ..... XXİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Posterior Maksilla İle İlgili Değerlendirmeler 3
2.1.1. Atrofik Posterior Maksilla 3
2.2. Dokuların Mekanik Diferansiyasyon Teorisi: 6
2.3. Posterior Maksillada İmplant Tedavi Planlanması 8
2.3.1. Yüksek Oklüzal Kuvvetlerin Posterior Maksilladaki Etkisi 8
2.3.2. İmplant Çapının Posterior Maksilladaki Önemi 10
2.3.3. Implant Uzunluğunun Posterior Maksilladaki Başarısında Etkileri 13
2.3.4. Kısa İmplantların Posterior Maksillada Kullanımı 14
2.3.5. Açılı implantların posterior maksilladaki kullanımı 16
2.4. Posterior Maksillanın İleri Cerrahi Tekniklerle Tedavi Edilmesi 17
2.4.1. Sinüs Elevasyonu 17
2.4.2. Summers Osteotomisi Veya Kapalı Sinüs Elevasyonu 18
2.5. Biyomekanik Açıdan Posterior Maksillayı Etkileyen Faktörler 19
2.5.1. Kantilever Uzunluğunun Biyomekanik Faktörlerindeki Etkisi 19
2.5.2. Kısa Dental Arkların Oklüzal Stabilitesi 21
2.5.3. Parafonksiyonlar 22
2.5.4. İmplant Dizaynı 22
2.5.5. İmplantın Yüzey Özellikleri 23

2.5.6. Yiv Geometrisi 24
2.5.7. İmplant Boyun Kısmı - Marjinal Kemik Kaybı 25
2.5.8. Apikal Dizayn 25
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi 26
2.6.1. Yapının Küçük Elemanlara Bölünmesi 27
2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Mekanik Kavramlar: 28
2.6.2.1. Kuvvet 28
2.6.2.2. Stres 29
2.6.2.3. Gerinim (Strain) 29
2.6.2.4. Poisson Oranı 30
2.6.2.5. Elastiklik Modülü 30
2.6.2.6. Von Misses Stresi 31
2.6.2.7. Asal Stres 31
2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları 32
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları 33
2.9. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle Yapılan Çalışmalar: 34
3. GEREÇ VE YÖNTEM 41
3.1. Geometrik Bilgisayar Modellerin Oluşturulması 41
3.1.1. Maksillanın Modellenmesi 41
3.1.2. Diş İmplantlarının Ve Postların Boyutlarının Belirlenmesi Ve Modellenmesi 44
3.1.3. Implantların Çene Modelleri Üzerine Yerleştirilmesi 44
3.1.4. İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi 48
3.2. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması 49
3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi 50
3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi 51
4. BULGULAR 54
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular 56
4.1.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 56
4.1.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 56
4.1.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 59
4.1.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 62
4.1.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 62
4.1.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 65

4.1.3. Oblik Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 67
4.1.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 67
4.1.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 70
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular 74
4.2.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 74
4.2.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 74
4.2.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 77
4.2.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 80
4.2.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 80
4.2.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 84
4.2.3. Oblik Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 87
4.2.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 87
4.2.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 91
4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular 94
4.3.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 94
4.3.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 94
4.3.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 98
4.3.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 101
4.3.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 101
4.3.3. Oblik Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 107
4.3.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 107
4.3.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 110
4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular 113
4.4.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 113
4.4.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 113
4.4.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 116
4.4.2. Yatay Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 119
4.4.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 119
4.4.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 122
4.4.3. Oblik Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular 124
4.4.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 124
4.4.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular 127
5. TARTIŞMA 139

5.1. Modellerin Von Misses Stres, Gerilme Stresi, Sıkışma Stresi ve Yer Değiştirme Bulgularının Değerlendirilmesi 146
5.1.1. Birinci Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi 146
5.1.2. İkinci Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi 148
5.1.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi 150
5.1.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi 151
5.2. Modeller Arası Karşılaştırma: 151
5.2.1. Modellerimizde Meydana Gelen Von Misses Streslerin Değerlendirilmesi: .151
5.2.2. Modellerimizde Meydana Gelen Gerilme Ve Sıkışma Streslerinin Değerlendirilmesi: 154
5.2.3. Modellerimizde Meydana Gelen Yer Değiştirmenin Değerlendirilmesi: 155
5.2.4. Modellerimize Verilen Dikey, Yatay ve Oblik Kuvvetlerin Değerlendirilmesi156
5.2.5. Modellerimizde Kullanılan İmplant Ve Postların Açılanmalarının Değerlendirilmesi 157
5.3. Çalışmanın Sonuçlarının Literatürdeki Benzer Çalışmaların Sonuçları İle Karşılaştırılması 158
KAYNAKLAR 169
ÖZGEÇMİŞ 185

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Bayanlarda ve erkeklerdeki ortalama ısırma kuvvetleri 8
Tablo 3-1: Çene modeli üzerinde implantların bulunduğu lokalizasyonlar 46
Tablo 3-2: Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları..... 49
Tablo 3-3: Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Değerleri 50
Tablo 4-1: Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen maksimum Von Misses stresi değerleri (MPa) 130
Tablo 4-2: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa) 131
Tablo 4-3: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa) 132
Tablo 4-4: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)..... 133
Tablo 4-5: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa) 134
Tablo 4-6: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa) 135
Tablo 4-7: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri 136
Tablo 4-8: Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen yer değiştirme miktarları (mm) 137
Tablo 4-9: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen yer değiştirme miktarları (mm) 138

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Kantilever'e gelen yüklerin implant ve proteze etkisi görülmektedir [104].. 20
Şekil 3-1: Hastanın maksilla tomografisi..... 42
Şekil 3-2: Tomografi görüntüsünden oluşturulan çenenin geometrik modelinin görüntüsü 42
Şekil 3-3: Çenenin yan görüntüsü..... 42
Şekil 3-4: Trabeküler kemiğin offset yöntemi ile oluşturulması 43
Şekil 3-5: Gerekli bölgenin Boolean işlemi ile çıkarılması..... 43
Şekil 3-6: İmplantların yuvalarının hazırlanması ve implantların yerleştirilmesinin görüntüleri..... 45
Şekil 3-7: Düz postlu düz implantların ve 20^0 açılı postlu açılı implantların modellenmesi ve maksilladaki pozisyonlanmasının görüntüleri. 45
Şekil 3-8: Modeller üzerinde implant yerlerinin dağılımı 47
Şekil 3-9: Protezlerin alt yapısında kullanılan krom-kobalt alaşımının modellenmesinin görüntüleri..... 48
Şekil 3-10: Protezlerin üst yapısı olarak kullanılan feldspatik porselenin modellenmesinin görüntüleri..... 48
Şekil 3-13: Dikey Yönde Yükleme Şekil 3-14: Yatay Yönde Yükleme 53
Şekil 3-15: Oblik Yönde Yükleme 53
Şekil 4-1: Çalışmadaki bulguların değerlendirilmesi sırasında yararlanılacak akış şeması..... 55
Şekil 4-2: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı..... 57
Şekil 4-3: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı..... 58
Şekil 4-4: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile görülen yer değiştirmenin dağılımı..... 58
Şekil 4-5: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 59
Şekil 4-6: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı..... 60

Şekil 4-7: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı 60
Şekil 4-8: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 61
Şekil 4-9: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 62
Şekil 4-10: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 63
Şekil 4-11: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı 64
Şekil 4-12: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 64
Şekil 4-13: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 65
Şekil 4-14: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 66
Şekil 4-15: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı 66
Şekil 4-16: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 67
Şekil 4-17: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı 68
Şekil 4-18: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı 69
Şekil 4-19: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı 69
Şekil 4-20: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı 70
Şekil 4-21: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelenVon Misses stresi dağılımı 71
Şekil 4-22: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı 71
Şekil 4-23: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı 72

Şekil 4-24: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı..... 73
Şekil 4-25: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 74
Şekil 4-26: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı..... 75
Şekil 4-27: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı..... 76
Şekil 4-28: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 76
Şekil 4-29: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi yer değiştirmenin dağılımı77
Şekil 4-30: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 77
Şekil 4-31: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı..... 78
Şekil 4-32: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı..... 79
Şekil 4-33: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 79
Şekil 4-34: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı..... 80
Şekil 4-35: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 81
Şekil 4-36: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı..... 81
Şekil 4-37: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı..... 82
Şekil 4-38: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 83
Şekil 4-39: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı..... 83
Şekil 4-40: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 84

Şekil 4-41: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 85
Şekil 4-42: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 85
Şekil 4-43: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 86
Şekil 4-44: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 86
Şekil 4-45: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı 87
Şekil 4-46: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı 88
Şekil 4-47: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı 89
Şekil 4-48: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı 90
Şekil 4-49: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 90
Şekil 4-50: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı 91
Şekil 4-51: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı 92
Şekil 4-52: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı 92
Şekil 4-53: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı 93
Şekil 4-54: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirme dağılımı 93
Şekil 4-55: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 94

Şekil 4-56: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 95
Şekil 4-57: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 96
Şekil 4-58: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 97
Şekil 4-59: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 97
Şekil 4-60: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 98
Şekil 4-61: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 99
Şekil 4-62: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 99
Şekil 4-63: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 100
Şekil 4-64: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 100
Şekil 4-65: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 101
Şekil 4-66: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 102
Şekil 4-67: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma dağılımı 102
Şekil 4-68: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 103
Şekil 4-69: Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 103
Şekil 4-70: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 104
Şekil 4-71: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresinin dağılımı 105

Şekil 4-72: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 105
Şekil 4-73: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 106
Şekil 4-74: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 106
Şekil 4-75: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı 107
Şekil 4-76: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 108
Şekil 4-77: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı 108
Şekil 4-78: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 109
Şekil 4-79: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı 109
Şekil 4-80: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 110
Şekil 4-81: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 111
Şekil 4-82: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı 111
Şekil 4-83: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 112
Şekil 4-84: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma ve yer değiştirmenin dağılımı. 112
Şekil 4-85: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 113
Şekil 4-86: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 114
Şekil 4-87: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 115

Şekil 4-88: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 115
Şekil 4-89: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 116
Şekil 4-90: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 117
Şekil 4-91: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 117
Şekil 4-92: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 118
Şekil 4-93: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 119
Şekil 4-94: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 120
Şekil 4-95: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 120
Şekil 4-96: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 121
Şekil 4-97: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 122
Şekil 4-98: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 123
Şekil 4-99: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 123
Şekil 4-100: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 124
Şekil 4-101: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 125
Şekil 4-102: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 125
Şekil 4-103: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 126
Şekil 4-104: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 127

Şekil 4-105: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı 127
Şekil 4-106: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı 128
Şekil 4-107: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı 129
Şekil 4-108: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı 129

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 4-1: Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen maksimum Von Misses stresi değerleri (MPa) 130
Grafik 4-2: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa) 131
Grafik 4-3: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa) 132
Grafik 4-4: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa) 133
Grafik 4-5: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa) 134
Grafik 4-6: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa) 135
Grafik 4-7: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri 136
Grafik 4-8: Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen yer değiştirme miktarları (mm) 137
Grafik 4-9: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen yer değiştirme miktarları (mm) 138

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM: Finite Element Method (Sonlu Elemanlar Yöntemi)

MPa: Megapaskal

kg: Kilogram

mm: Millimetre

µm: Mikrometre

N: Newton: kgf/mm^2

Hz: Hertz

m: Metre

s: Saniye

Pa: Paskal

ft: Foot

Ibf: Pound force

In: Inch

Atm: Atmosfer

WHO: World Health Organization

ÖZET

Gashi,B.(2009). Posterior Maksillada Yeterli Kemik Hacminin Olmadığı Durumlarda İmplant Uygulamasında Kuvvet Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji A.B.D. Doktora Tezi. İstanbul 2009.

Bu çalışmanın amacı üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak, atrofik posterior maksiller bölgede sinüs elevasyonu yapılamadığı durumlarda farklı dizaynlardaki implant yerleşimlerinin çiğneme kuvvetleri altında karşılaştırmak ve gruplar arası farkın anlamlığını değerlendirmektir. Bu amaçla seçilen hastanın posterior maksillası Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (ILUMA Orthocad, CBCT, Imtec Imaging, Oklahoma, USA) görüntülerinden elde edilen kesitler ile Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) yazılımına alındı ve burada rekonstrükte edilip modele edildi. Oluşturulan üç boyutlu model üzerine seçilen implant modeli (AstraTech Dental Implant System; Mölndal, Sweden) entegre edilmiş ve teknik olanakların elverdiği ölçüde gerçek yaşamdaki çiğneme kuvvetlerine yakın kuvvetler altında stres analizi yapılmıştır. Atrofik posterior maksillada, 2 implant üstü distal kantileverli, 2 veya 3 implant üstü konvansyonel veya 2 implant üstü 2 üyeli (kısa ark) sabit köprü protetik restorasyonlar oluşturularak Von Misses Stresi, Gerilme Stresi, Sıkışma Stresi ve Yer Değiştirme değerleri incelenmiştir. Posterior maksillanın rezorpsiyon paterninden dolayı, implantlar çoğu zaman açılı pozisyonda yerleştirilmek zorunda kalınmaktadır. Bu nedenle modellerde, açılı yerleştirilen implant üstü açılı postların ve düz yerleştirilen implant üstü düz postların etkisi de araştırılmıştır. En yüksek riske sahip model, açılı yerleştirilen implant üstü açılı postlu kantileverli model bulunurken, en düşük riskli model, kısa ark oluşturularak düz yerleştirilen implant üstü düz postlu 2 üyeli sabit köprü protetik restorasyonlu model bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Atrofik Maksilla, Kısa İmplant, Açılı Post, Kantilever, Sonlu Elemanlar Stres Analizi.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: T-751

ABSTRACT

Gashi, B. (2009). Finite Element Analysis of Stress Distribution Around Implants Applied in Atrophic Posterior Maxilla. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral Implantology. Phd Thesis. Istanbul 2009.

Since osseointegration was described by Branemark, dental implantology became a subsequent demand in dentistry. The implant supported prosthesis has become the popular and demanding option for the edentulous and partially edentulous patient. However, a prerequisite for the successful implant treatment is sufficient bone volume. So, variations in maxillary bone volume, degree of pneumatization of maxillary sinus are primary concern in placing dental implants in the atrophic posterior maxilla. The insufficient height of bone between the maxillary crest and maxillary sinus, the highly pneumatization of maxillary sinus leads difficulties in placing implants. Regarding these kind of variations in maxillary bone volume, different techniques were described in the literature to increase the primary stability of implant and bone volume. But these techniques requires up to 6 months of extra healing time, additional cost and additional surgical operations.

The purpose of this study was to analyze the stresses around implants placed in different position combinations in the atrophic maxilla without sinus lifting operation performed and compare the stresses between groups.

For this reason a model of posterior maxilla was obtained from a patient's Orthocad Conic Beam Computer Tomography sections (ILUMA Orthocad, CBCT, Imtec Imaging, Oklahoma, USA) which were then transferred to the software Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) reconstructed and modeled. With the same program Astra implants, loading conditions and chewing forces were modeled and stress analysis performed.

Key Words: Atrophic Maxilla, Short Implant, Angled Post, Cantilever, Finite Element Stress Analysis.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. T-751.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanların sosyal hayatlarındaki değişimler, dişhekimliğindeki gelişmeler ve protetik tekniklerdeki ilerlemeler hastaların estetik, fonksiyonel ve ağız içi konfor beklentilerinin artmasına neden olmuştur.

Dişlerin periodontal, endodontik veya diğer nedenlerle kaybedilmesinin ardından kalan alveoler kemik dokusu, bir takım fizyolojik değişimlerin içerisine girmektedir. Bu değişim; kısa vadede çekim sonrası soket içerisinde kemik yapımı şeklinde seyrederken; uzun dönemde alveoler kemik dokusu çeşitli nedenlerle ve çeşitli şekillerde rezorpsiyonla sonuçlanmaktadır [1].

Bu rezorpsiyon genellikle yük almayan yada uyarı almayan alveoler bölgelerde, yapım-yıkım dengesinin, yıkım yönünde bozulması şeklinde yorumlanmaktadır. Rezorpsiyon bulgusu, diş çekiminin ardından geleneksel tipte protezlerle rehabilite edilen vakalarda veya çekim sonrası herhangi bir uygulama yapılmayan hastalarda meydana gelebilmektedir [2].

Üst çene arka bölgede çekim sonrası veya başka nedenlerle meydana gelen kemik rezorpsiyonuna ek olarak sinüs boşluklarının alt kısmında yapılan çekimler sonrasında, sinüs boşluğu genellikle sarkarak daha geniş bir alana yayılmaktadır. Bu genişleme hareketi sonucunda alveol kemiğinin alt sınırından maksiller sinüs tabanına kadar uzanan dikey kemik miktarında önemli bir azalma olmaktadır [3].

Kök formundaki implantların gelişimiyle birlikte, diş implantları her türlü diş eksikliği endikasyonunda kullanım alanı bularak modern dişhekimliğinde protetik rehabilitasyonun önemli bir alternatifini oluşturmuşlardır. İmplantlar, sonu serbest vakalar, dişsiz aralıklar ve tek dişler gibi çok farklı endikasyonlarda kullanılmaya başlanmışlardır. İmplant endikasyonu olan vakalarda, maksiller sinüs boşluklarının tabanıyla alveol kemiğin en üst tepe noktası arasındaki mesafe 8 mm'den az olduğu durumlarda; ileri cerrahi tekniği uygulamalarının yapılamadığı durumların dışında ya kısa implantlar kullanılarak, ya da boşlukların mezyal kısmına implant uygulamasını takiben kantilever dediğimiz kanatlı şekilde dizayn edilen sabit protezler kullanarak

veya o bölgeyi boş bırakarak kısa bir arkla problemin üstesinden gelinmeye çalışılmıştır [3].

Bu çalışmanın amacı atrofik posterior maksillada, maksiller sinüs boşluklarının tabanıyla alveol kemiğin en üst tepe noktası arasındaki mesafenin 8 mm'den az olduğu vakalarda Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi yöntemini kullanarak farklı açılarda yerleştirilen implantlar ve implant postlarını ve de implant üstü protez dizaynlarını çiğneme kuvvetleri altında karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Ağız içindeki en zayıf kemik kalitesi dişsiz posterior maksillada bulunmaktadır. Dişsiz posterior alveoler kretlerdeki mevcut olan kemik, diş kaybından önce periodontal hastalıklar nedeniyle kaybedilmesinden dolayı implant tedavisi için çoğu zaman uygun olmamaktadır. Maksiller posterior bölgedeki kemik rezorpsiyonunun derecesi, dişsiz kalınan süreye ve sinüsün önündeki daimi dişlerinin yerinde kalma süresine bağlı olduğu gösterilmiştir [1].

2.1. Posterior Maksilla İle İlgili Değerlendirmeler

2.1.1. Atrofik Posterior Maksilla

Dişlerin kaybedilmesiyle beraber, posterior maksiller fasiyel kemiğin çenelerdeki bütün bölgelerden en hızlı şekilde rezorbe olması sonucu kret kalınlığı hızla azalmaktadır [2]. Fakat posterior maksillanın kreti çok geniş olmasından dolayı, %60 oranında bir rezorpsiyon sonrasında bile kök formu implantların yerleştirilmesi için yeterli genişlik bulunmaktadır. Alveoler kemik palatinal kemiğe doğru rezorpsiyon göstererek bukko-lingual olarak daha ince bir kret meydana getirmektedir. Rezorpsiyon prosesi devam ettikçe kret bukko-lingual olarak orta hatta doğru remodeling göstermektedir. Bunun sonucunda, estetik bir restorasyon elde edebilmek amacıyla biyomekanik kuralları ihlal etme pahasına final restorasyon bukkal olarak kretin hizasının dışında dizayn edilmektedir [3].

Kadavralar üzerine yapılan bir çalışmada, 47 anatomik örnek dikey kesitlere ayrılarak Cawood ve Howell [4] sınıflamasına göre molar bölgesindeki maksiller alveoler prosesinin kemik kaybının miktarı ölçülmüştür. Alveoler kret yüksekliğinin ortalaması 9.3 mm ile 3.2 mm arasında bulunmuştur. En yüksek ve en düşük değerler 13.8 mm ve 0.8 mm ölçülmüştür. En düşük değer, oral kavite ile antrum arasında ince bir kortikal kemik tabakası bırakarak, uzun süreli dişsizliğin ne ölçüde kemik

remodeling ve rezorpsiyonuna ve progresiv sinüs pnömatizasyonuna neden olduğunu göstermektedir. Alveoler kretin 3 mm yukarısında ölçülen ortalama 5.0 mm ve 8.7 mm arasında kemik genişliği değerleri bu bölgede kretlerin genel olarak implant tedavisi için yeterli kemik kalınlığı sunduğunu ve maksiller kretin kraniyel yönde genişlediğini göstermektedir [5].

Alt çeneye nazaran üst çenenin fasiyel kortikal kemiği daha incedir. Ayrıca üst çenede posterior bölgedeki trabeküler kemik diğer bölgelerden daha porözdür [3].

Yoğun kortikal kemiğin poröz trabeküler kemikten 10 kat, D2 kemik ise D3 kemikten %50 daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir. Kemiğin yüklere karşı dayanıklılığı yoğunluğundan etkilenmektedir. Kortikal kemiğin elastiklik modülü poröz kemiğinkinden 10 kat daha yüksektir. Daha yoğun, daha sert kemikte, yükleme sırasında implanttan kemiğe daha az yıkıcı kuvvetler iletilmektedir [6].

Bazı araştırmacılar, maksiller kemikte dikey yönde kemik yıkımının yılda ortalama 0.1 mm olarak devam ettiğini ancak bu değer bireyden bireye ciddi farklılıklar gösterdiğini açıklamışlardır. Dolayısı ile atrofi ile ilgili olarak, ilerleyen yıllarda maksiller posterior bölgede implant yerleşimi için gerekli hacimde kemik bulunması olasılığı gittikçe azalır [7].

Kron uzunluğu mesafesi implant yerleştirilmeden önce değerlendirilmeli. Bu mesafe 8 mm'den fazla olmalıdır. Protetik restorasyon için gerekli mesafe bundan daha az ise, bu bölgedeki dokunun genel olarak kalın olması nedeniyle öncellikle gingivektomi tercih edilmektedir. Bununla beraber eğer yumuşak doku müdahalesi yeterli olmaz ise osteoplasti veya posterior alveoler prosesin vertikal osteotomisi uygulanmaktadır [3].

Genel olarak ağızdaki diğer bölgelere nazaran en kötü kemik kalitesi dişsiz posterior maksillada bulunmaktadır [8].

1981- 2001 seneler arasında yapılan klinik çalışmaların literatür taramasında, zayıf kaliteli kemik yoğunluğunun, implant yüklenmesinden sonraki başarıyı %16 oranında düşürdüğü belirtilmiştir [9].

Bu başarısızlığın çeşitli faktörlere bağlı olduğu yorumlanmaktadır. Kemiğin direnci, yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Bu bölgedeki kemik yoğunluğu anterior mandibulaya göre 5 ile 10 kat daha zayıftır [3].

Bu bölgenin başarılı bir şekilde tedavisi için tedavi planlanmasında bazı modifikasyonları düşünmemiz gereklidir.

Bu modifikasyonlar:

- Okluzal kuvvetlerin kısıtlanması, ideal protetik üst yapı tasarımı ayarlanması,
- İmplantlar üzerinde kaldıraç etkisi yapabilecek üst yapı tasarımlarından kaçınması,
- Yeterli sayıda ve optimal pozisyonda implant yerleşimi,
- İdeal kemik ankrajı için en iyi implant yerleşim bölgesinin kullanımı [9].

Branemark ve arkadaşlarının [10] osseointegrasyonu ortaya koyduğu 1985 yılından beri kemik morfolojisi ve kalitesi veya dansitesi implant başarısının önemli faktörleri olduğu üzerinde epeyce durulmuştur.

Her iki çenede B-C/2-3 morfoloji/kalite skoru implanta iyi bir stabilite sağlayan ve yalnız standart tedavi gerektiren ‘uygun terapötik durum’ olarak tarif edilmiştir. Ancak yetersiz hacim veya kalitedeki D-E/ + kemikte implant yerleştirilmesi konusu uyarılarla ifade edilmiştir. Ancak bu preoperatif sübjektif kriterleri kullanarak yüksek başarı oranları elde edilmiştir [11].

Kemik yoğunluğu direk olarak implant-kemik kontak ara yüzünü etkilemektedir. Kuvvetlerin iletiminden sorumlu olan bu kontak yüzey D4 kemikte diğer bölgelere nazaran daha az olduğu görülmektedir. Zayıf kemikte gelişen stresler implantın apeksine doğru aktarılmaktadır. Sonuç olarak kemik kaybı daha fazla olmakta ve implant gövdesi boyunca görülebilmektedir [9,12-17].

Düşük yoğunluktaki kemikte implant-kemik ara yüzünü arttırabilmek için implant cerrahisi protokolü önerilmiştir: [18]

- Geniş çaplı implantların yuvasının preparasyonu kusursuz yapılmalı
- Frezleme sırasında implant yuvasının yönü değiştirilmemeli
- Geniş çaplı frezler total implant boyuna kadar kullanılmamalı
- Osteotom tekniği ile yapılan kemik kondansasyonu ile implant-kemik kontaktı arttırılmalı
- İmplant yerleştirilmesi sırasında hafif kuvvet uygulanmalı
- Countersinking ya kullanılmamalı yada minimal seviyede kullanılmalıdır.

Tavşanlarda yapılan bir deneysel çalışmada, kortikal kemiğe sadece 3 yivle tutunmuş implantların, tamamen trabeküler kemikle çevrili implantlara göre daha yüksek oranda implant-kemik kontak yüzeyi bulunduğu ve yerinden çıkarılması için daha yüksek kuvvet gerektiği gösterilmiştir. Bu tip kemikte implantın stabilizasyonunu sağlamak amacıyla iki kortikal kemik tabakası ile teması önerilmiştir [19].

Tip D4 kemik, yük altında titanyum ile karşılaştırıldığında, en yüksek biyomekanik elastiklik modülü farkı gösterilmektedir. Bu elastiklik farkın uyumsuzluğu, kemikte patolojik düzeye çıkabilecek yüksek şekil değiştirmelerine neden olmaktadır [3].

Hassler ve arkadaşları [20] yaptıkları hayvan deneyinde, kemiğin 0.25-0.4 kgf/mm^2'lik sıkışma kuvvetleri altında aktif remodeling gösterdiğini, 0.45 kgf/mm^2'lik sıkışma kuvvetleri altında ise remodeling'in azaldığını belirtmişlerdir.

Brochers ve arkadaşları [21] ise kemiğin, sıkışmaya dayanma kuvvetinin sınırının 2.5 kgf/mm^2 olduğu belirtilmiştir.

2.2. Dokuların Mekanik Diferansiyasyon Teorisi:

Diferansiye olmayan mezenkimal doku, yük koşullarına bağlı olarak fibröz dokuya, kıkırdak yapıya veya kemiğe dönüşecektir [6].

Düşük distorsiyonal gerinim ve düşük sıkışma hidrostatik streslere maruz kalan, mezenkimal kök hücreli doku içinde bulunan progenitör hücrelerin büyük ihtimalle osteogenezis meydana getirdikleri ortaya konulmuştur [22].

Yapılan benzer çalışmalarda;

Kullanılan yükleme odacıklarında 2 MPa sıkışma stresi altında mezenkimal dokuların kıkırdağa dönüştüğü, kuvvet verilmeyen kontrol odacıklarındaki mezenkimal dokuların tamamen kemiğe dönüştüğü ispatlanmıştır [23].

Kültür osteoblastlarına 3 atm gaz basıncı (0.3 MPa) uygulandığında, herhangi bir diferansiyasyon veya kalsifikasyon gözlenmemiştir [24].

Maksimum kemik rejenerasyonu için gereken sıkışma stresinin 1.8 ile 2.8 MPa seviyesinde kontrollü bir şekilde kalması gerektiği vurgulanmıştır [25].

Kemik ile implant ara yüzün, sıkı apozisyonu durumunda, yük altında tek parça olarak hareket ettiği belirtilmiştir [26].

Frost [27-29] mekanostat teorisi ile kemik hücrelerinin kemiğe uygulanan mekanik strese cevap verdiğini öne sürmüştür. Mekanostat konseptine göre, kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisindeyse, kemik yıkımı ve yapımı dengededir ve kemik seviyesi korunur. Dolayısıyla kemik üzerindeki kuvvetlerin yoğunluğuna göre kemiklerde apozisyon veya rezorpsiyon görülmektedir. Frost'un teorisine göre gerilme, bir miktar arttığında kemikteki yüklenme yeni kemik yapımı ile kompanse edilmektedir. Gerilme, eşik değerin altına düştüğünde atrofi ve rezorpsiyona, eşik değerini aştığında ise kemikte basınç nekrozu, mikrofraktürler, marjinal kemik seviyesinde kayıp ve potansiyel implant kaybına neden olmaktadır. Frost kemiğin rezorpsiyonunu önlemek için minimum efektif gerinimin 500 μ olduğunu, implantın uzun vadeli başarısızlığında etkili olan supra-fizyolojik gerinimin ise 4000 μ'dan yüksek olduğunu bildirmiştir.

Yapılan bir deneysel çalışmada, özel üretilen dental implantlar maymunlara uygulanmıştır. 11 haftalık yükleme süresinin sonunda, dental implantlarda kayıp

gözlenmezken, yüklemenin dental implantların çevresindeki kemik remodelingini etkilediği saptanmıştır. Şekil değiştirme miktarı, 3400-6600 mikrogerinim olduğunda kemik apozisyonu, 6700 mikrogerinim'i aştığında ise kemik rezorpsiyonu görülmüştür [30].

2.3. Posterior Maksillada İmplant Tedavi Planlanması

2.3.1. Yüksek Oklüzal Kuvvetlerin Posterior Maksilladaki Etkisi

Posterior bölgedeki kuvvetler anterior bölgeden çok daha yüksektir. Yapılan çalışmalar, anterior bölgenin kuvvetleri 35-50 lb (24-34 N/cm2) arasında değiştiğini gösterir iken arka bölgedeki ısırma kuvvetlerin 200-250 lb (137-172 N/cm2) arasında değiştiğini göstermiştir [1].

Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışmada, ısırma kuvveti ileticisi kullanılarak erkekler ve bayanlarda tek dişlerdeki ısırma kuvveti ölçülmüştür. Sağ ve sol dişlerde bir fark bulunmamıştır. En düşük değerler insizal dişlerde görülürken (maksimum ısırma kuvvetinin %40-48'i) en yüksek değer birinci molar dişlerde görülmüştür. Saptanan değerler Tablo 2.1. 'de görülmektedir [31].

Tablo 2-1: Bayanlarda ve erkeklerdeki ortalama ısırma kuvvetleri

Diş Nosu	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**
Bayan							
Ortalama	**93.88**	**95.75**	**119.68**	**178.54**	**206.01**	**234.46**	**221.71**
SS	**38.16**	**36.59**	**42.58**	**77.20**	**86.52**	**70.53**	**70.53**
Erkek							
Ortalama	**146.17**	**139.30**	**190.31**	**254.08**	**291.36**	**306.07**	**294.30**
SS	**44.44**	**51.40**	**79.36**	**72.20**	**57.29**	**41.99**	**55.92**

Erkekler ile bayanlar arasındaki bu farkların bulunması, erkeklerin daha büyük vücut kitlesi ve daha büyük yüz yapılarından kaynaklandığını, kas kitlelerinin daha gelişmiş olup yüksek kuvvetler ortaya çıkardığını göstermektedir [32]. Dişlerin çaplarının erkeklerde bayanlardan daha büyük olması daha fazla kuvvet aktarmasında etkili bir faktör olduğu çalışmalarda belirtilmiştir [33,34].

Birçok çalışma aşırı oklüzal yüklerin implantın osseointegrasyonunun başarısızlığına yol açtığını kanıtlamıştır [9,35-43].

Isidor'un [44] maymunlarda yaptığı çalışmasında, aşırı oklüzal yüklerin osseointegre implantların kaybedilmesinde ana faktör olduğu, plak akümülasyonun ise marjinal kemik rezorpsiyonuna neden olduğu belirtilmiştir.

Roberts ve arkadaşları [45], Wehrbein ve arkadaşları [46] yaptıkları çalışmalarda, kemik içi implantlar üzerine uygulanan sabit ortodontik kuvvetler kemikte apozisyona ve kalınlaşmaya neden olduğunu, muhtemelen kemik içindeki fonksiyonel şekil değiştirmesinin azalmasına yol açtığını göstermişlerdir. Bu kemik apozisyonu kabul edilebilir düzeyin altında bir mekanik stresin biyolojik cevabı olduğu tahmin edilmektedir. Isidor'un [44] çalışmasında ise mekanik streslerin kabul edilebilir düzeyin çok üstünde uygulanmasıyla osseointegrasyonun kaybına neden olduğu düşünülmektedir.

Bu konuda en ikna edici kanıt Sanz ve arkadaşlarının [43] yaptıkları çalışmadır. Mobil ve peri-implanter radyolusentliği olan ama 3 mm'yi geçmeyen ve kanamasız cepleri olan implantları bulunan 6 hastada ışık ve elektron mikroskobunda sağlıklı peri-implanter ve enflamasyonsuz mukoza bulmuşlardır. Bu sonuç araştırmacılar tarafından, aşırı oklüzal yüklerin peri-implanter mukozanın çöküşüne neden olduğu şeklinde açıklanmıştır.

Sonlu elemanlar gerilme analizi kullanılan bir çalışmada gerilme stresi ve şekil değiştirmeler genel olarak kole bölgesinde görülmüştür. Bikortikal fiksasyon sağlandığı implantlarda apikaldeki maksimum şekil değiştirmeler yok olmuştur ve trabeküler kemikteki gerilme stresi ve şekil değiştirmeler azalmıştır. Lamina duranın simüle edildiği modellerde, kemik-implant ara yüzündeki gerilme stresi ve şekil değiştirmeler

neredeyse kaybolmuştur. Başka bir ifadeyle lamina dura aşırı oklüzal kuvvetleri önlemek için muhtemel bir biyolojik koruma mekanizması olarak rol oynayabilmektedir [47].

Maksimum oklüzal kuvvetlerinin ölçüldüğü bir çalışmada, implant ve protetik restorasyonlar uygulanmış hastaların, çiğneme sırasında doğal dişli taraflarını tercih ettiklerini, implant yerleştirilmiş tarafa nazaran daha yüksek oklüzal yükler ölçüldüğü gösterilmiştir [48].

İmplant üstü sabit protezleri bulunan hastalarda en yüksek değerler ikinci premolarlarda (293.2±98.3 N) bulunmuş, en düşük değer birinci premolarlarda (206.1±87.6 N), birinci molarlarda ise (209.8±88.2 N) görülmüştür.

Doğal dişli bireylerde ise daha yüksek kuvvetler tespit edilmiştir [48].

Doğal dişlerden, maksiller birinci molarların, premolarlara göre %200 daha fazla yüzey alanları bulunmakta ve çapları önemli derecede daha geniş olmaktadır. Bu iki faktör kemiğe iletilen stresi ve dolayısıyla kemiğin şekil değiştirmesini azaltmaktadır. Bu tabiat kanununa dayanarak, posterior molar bölgeye yerleştirilen implantların boyutlarının daha fazla olması gerekmektedir. Bu bölgedeki kemik kalitesi ve kantitesindeki azalma, tedavi planı sırasında göz önünde tutulması gerekmektedir [49].

2.3.2. İmplant Çapının Posterior Maksilladaki Önemi

İmplant tedavi planı posterior maksilladaki doğal dişli durumu taklit etmesi gerekmektedir. Streslerin özellikle kret bölgesinde görülmesinden dolayı implantların biyomekanik dizaynlarını, bu riskli etkileri azaltacak şekilde uygulanması gerekmektedir [49].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, hem dikey hem yatay kuvvetler altında implant çapının artışıyla ters orantılı olarak kortikal kemikteki streslerin azaldığını göstermek amacıyla birçok çalışmada kullanılmıştır. Fakat Holmgren ve arkadaşları [50], implant çevresindeki kemikteki stresleri göz önünde tutarken, en geniş implant

kullanılmasına gerek olmadığını, morfolojik limitler içerisinde, kemik-implant ara yüzündeki stresleri azaltmak amacıyla, optimum implant çapı kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır.

İmplant çapının arttırılması krestal bölgedeki yüzey alanını arttırmakta etkili bir yöntemdir fakat implantın çapını arttırırken, implantın stabilizasyonunda etkili olan kortikal kemik duvarlarını zayıflatmamak gerekmektedir.

İmplantlar, Branemark tarafından 3.75 mm'lik implantlar geliştirilmeden önce 2 mm'den küçük çaplarda üretilmiştir [51].

Himmlova ve arkadaşları [52] implant çapı ve boyunu karşılaştırdığı, sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasında biyomekanik açıdan implant boyuna nazaran implant çapının yükseldiği modellerde stresin en fazla azaldığını gözlemlemiştir.

Çiğneme kuvvetlerinin stresini azaltmasında, implant çapının implant boyundan daha etkili bir faktör olduğunu önermiştir. 4.2 mm'lik çaplı implantın, stres dağılımında, 3.6 mm'lik implantla karşılaştırıldığında avantajlı olduğu saptanmıştır.

Bunu klinik anlamda şu şekilde açıklayabiliriz: stresler en çok implant boynunda görülmektedir, implant çapının artmasıyla bu stresleri karşılayacak yüzey artmış olduğundan dolayı rezorpsiyon daha az görülmektedir.

Holmgren [50] implant çapının, şeklinin ve yükleme açısının stres dağılımını etkilediğini bildirmiştir.

Bahat ve arkadaşları [53] yaptıkları klinik çalışmada 5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki implant kullanımında %97'e varan uzun dönem başarı oranı sağlandığı bildirmişlerdir.

Ivanoff ve arkadaşlarının [54] yaptıkları klinik çalışmada, implantların posterior maksilladaki idame başarısı %86 bulunurken, 4 mm çapındaki implantların oranı %100, 3.75 mm çapındaki implantların ise %95 olarak bulunmuştur.

İmplant çapındaki artışı ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Bu artışın geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır [55].

Misch'e [56] göre 3 mm çapındaki implantın, çapındaki 1 mm'lik artış, aynı uzunluktaki implantın yüzey alanında %35 artışa sebep olacaktır. Dolayısıyla artan temas alanı ile beraber primer stabilitede ve streslere karşı dirençte artış sağlanacaktır.

Ivanoff ve arkadaşlarının [54] tavşanlarda yaptıkları çalışmada, implant çapındaki artışla beraber implant-post birleşimindeki streslerde azalmalar en belirgin olarak 6 mm çapındaki implantlarda görüldüğünü tespit etmiştir. Bu çalışmaya göre, implant çevresi streslerde belirgin bir azalma sağlayabilmek için kritik implant çapını sağlayabilmek gereklidir.

İmplantların yerleştirilmesi esnasında özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda primer stabilitenin sağlanabilmesi zorlaşacaktır. Bu durumlarda implant mobilitesini azaltmak için farklı cerrahi teknikler ve farklı implant tasarımları sunulmuştur. Langer ve arkadaşları [57] kemik yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda primer stabiliteyi arttırmak için geniş çaplı implant kullanımını önermişlerdir.

Ayrıca geniş çapta implant kullanmanın diğer bir avantajı da, daha geniş çapta implant-post vidası kullanabilmesine olanak vermesidir. Post vidasının çapındaki artışla beraber daha yüksek sıkıştırma tork değerleri önerilebilir. Bu konuda yapılan çalışmalarda 30 N/cm üzeri implant vidası sıkıştırma torku değerleri, implant-post stabilitesi ve vida gevşeme riskinde azalmaya sebep olacağını bildirmişlerdir [58].

Geniş çaplı implantların bir başka avantajı da, özellikle premolar ve molar diş bölgelerinde diş çekimi esnasında yerleştirilen implantların çekim soketi ile olan uyumunda, krestal bölgede daha fazla kemik teması sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Langer ve arkadaşları [57] yaptıkları bir çalışmada diş çekim soketlerine imediyat yerleştirilen geniş çaplı implantların standart ve düşük çaplı implant gövdelerine göre krestal kemik temasının daha fazla olacağını ve dolayısı ile implant uzun dönem başarısının daha olumlu olacağını belirtmişlerdir.

Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların daha fazla olması sebebiyle kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant ara yüzünde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir [59,60].

Ivanoff ve arkadaşlarının [61] yaptıkları bir başka çalışmada ise 5.0 mm çapındaki implantların 3.75 ve 4.0 mm çapındaki implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranına sahip olduğu, geniş çaplı implantların daha sıklıkla başarısızlık gösteren düşük yoğunluklu kemikte Bahat ve Handelsman [53] anlattığı gibi daha dar çaplı implant frezlerinin kullanılıp yerleştirilmelerinden ve Sennerby ve arkadaşları [19] belirttiği gibi daha uzun iyileşme sürecine izin verilmediğinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Günümüzde bilimsel verilerin ışığı altında diş implantlarında çap arttıkça okluzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. Başka bir deyişle geniş çaplı implantların, kemik temas alanı daha dar olan implantlara göre artan yüzey alanına bağlı olarak daha da artacaktır. İmplantlarda primer fiksasyon ve dönme momentine karşı yeterli direnci sağlayabilecek minimum uzunluk belirlendikten sonra, implantların daha geniş çaplı olarak seçilmesiyle kemik-implant temas alanında artış sağlanacaktır.

2.3.3. Implant Uzunluğunun Posterior Maksilladaki Başarısında Etkileri

İmplant uzunluğu direk olarak implant çapı, dizaynı, kuvvetlerin miktarı ve kemik yoğunluğu ile alakalıdır. 10 mm veya daha kısa implantların başarısının azalmasından dolayı mantıklı olarak daha uzun implantlar yerleştirmek gerekir. Genel olarak 4 mm çapında yivli kök formu implantlar, D3 kemikte 12 mm boyunda olmalıdır. Bu boyutlar, protetik restorasyona gelen kuvvetleri karşılayabilmek için yeterli implant-kemik ara-yüz kontaktı sağlamaktadır. Kemik yoğunluğu çok düşük (D4) olduğu durumlarda implant çapının 5 mm, uzunluğunun ise 12 mm kullanılması gerekiyor [49].

Implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [62-64].

Wyatt ve arkadaşlarının [64] yaptığı çalışmada birçok implant markasının ürettiği 7 mm uzunluğundaki diş implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir.

Eckert ve arkadaşları [65] yaptığı çalışmada, tek üyeli implant üstü protezlerde başarı oranının, özellikle 13 mm'nin üzerinde implant boyundan etkilenmediği bildirmiştir. Ayrıca implant boyu ve implantın primer stabilizasyonu arasında doğrusal bir ilişki bulunamamıştır. Bir başka çalışmada, daha uzun boylu implant kullanımının, başarı oranını ancak bir noktaya kadar arttırdığı belirtilmiştir [52].

Block ve arkadaşlarının [66] yaptığı çalışmada, kısa boylu implantların çok fazla önerilmediği, bunun ana sebebi olarak da kemik-implant ara-yüzünde oklüzal kuvvetler nedeni ile oluşacak yoğun stres oluşumunu engelleyebilmek için geniş yüzey alanına sahip bir implant kullanılması gerekliliği savunulmuştur. Bu konu ile ilgili olarak yapılan sonlu elemanlar analizlerinde, oklüzal kuvvetlerin implantın genelini destekleyen trabeküler kemik yüzeyinden çok, özellikle implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir.

İmplant başarısı ile ilgili yapılan uzun dönem takip çalışmalarında, 7 mm'den kısa implantların başarısında belirgin bir azalma gözlenmiştir. Ancak yine de sinüs elevasyonu işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından farklı yüzey özelliklerine sahip kısa boylu diş implantları piyasaya sunulmuştur [62].

Geng ve arkadaşlarının [67] yaptıkları çalışmada, implant başarısında implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasının, kullanılan implant boyundan daha önemli bir faktör olabileceği savunulmuştur. Kısa implantların başarısındaki belirgin olan düşüşün sebebi de, belki de bu tip implantların kemik kalitesinin ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması olabilir. Kortikal kemik temasının sağlanamadığı bu tip vakalarda kullanılması amacı ile kemik temasını arttıracak şekilde yüzeyi pürüzlendirilmiş implantlar piyasaya sunulmuştur.

2.3.4. Kısa İmplantların Posterior Maksillada Kullanımı

Bahat [63,64] iki çalışmasında D4 kemikte yerleştirilen implantlar ile D2 ve D3 kemikte yerleştirilenlerle başarı oranlarında önemli ölçüde bir fark izlememiştir.

Aksine Goodacre ve arkadaşları [9] D1, D2 ve D3 kemikte yerleştirilen implantlarda %4 başarısızlık oranı bulurken, D4 kemikte %16 oranı bulmuşlardır.

Maksiller kemiğin kalitesi mandibüler kemikten daha düşük olmasından dolayı birçok çalışmadaki başarısızlık oranının artmasında rol oynamış olabilmektedir [62].

Bununla beraber, Davarpanah ve arkadaşları [68] ve Testori ve arkadaşları [69] yüzeyi işlenmiş implantların maksiller kemik kullanımında, çalışmalarındaki yüksek başarı oranlarının rol oynayan faktörü olabildiğini belirtmişlerdir.

Kısa implantlarla desteklenmiş protetik restorasyonlar günümüzde kabul edilebilir bir tedavi metodu olduğu düşünülmektedir [62].

‘‘Kısa implant’’ terimi sübjektif bir terimdir. Bazı araştırmacılar 7 mm den uzun olmayan implantları ‘‘kısa implant’’ olarak adlandırmışlardır [70-72].

Bazıları ise, 10 mm’ye kadar uzunluktaki implantları ‘‘kısa implant’’ olarak adlandırmışlardır [73-75].

Das Neves ve arkadaşları [62], kısa implantlarla yapılan uzun vadeli çalışmaların literatür taramasını içeren araştırmalarında toplam 16.344 kısa implant incelemişlerdir. Bu implantlardan 786’sı başarısızlıkla sonuçlanmıştır (%4.8). 7 mm uzunluğunda, 3.75 mm çapında yerleştirilen 1.894 implantlardan 184’ü (%9.7) kaybedilmiştir. Bu oranın genel ortalama oranından 2 kat yüksek olması ve diğer implantlarının başarısızlık oranları ortalamaya çok yakın olmaları kısa implantları risk faktörü olarak düşünülmesine neden olmaktadır. Fakat yüzey özellikleri, kök formu ve dizaynları bu başarısızlık oranlarını düşürebilmektedir. Aynı uzunlukta ama 4 mm çapında olanların %7.5’i başarısız bulunmuştur. Başarısızlıkların %45.1’i yüklemeden sonra, birinci yılında meydana geldiği bulunmuştur. Ayrıca bu başarısızlıkların faktörleri, düşük kemik kalitesi [64,68,74,76-78], kısa boyu [70,79,80], dar çap [64,81,82], parafonksiyonlar [64,79,81,84], cinsiyet [82,83], enfeksiyon [77], implantasyon bölgesi [63,74,79] ve implant çapı [64,81,82,84] olarak sıralanmışlardır. Kısa implantlar bu faktörlerin ikisi veya daha fazlası ile beraber görüldüğünde başarısızlık göstermektedir. Kısa implantların başarı oranı (90.3) bu faktörlerle beraber görülmediğinin kanıtıdır.

Friberg ve arkadaşları [70] aşırı rezorbe olmuş mandibulanın greft kullanılmadan yerleştirilen Branemark System implantlarla tedavi edilmesi yüksek güvenilirliği olan bir yöntem olduğunu göstermişlerdir. Çalışmalarında değerlendirdikleri tekniği (5 veya 6 mm’lik kemik yüksekliğine implant yerleştirilmesi)

otojen greftler kullanılmasından, birçok faktörden dolayı daha avantajlı bulmuşlardır. Bu faktörler; morbidite, tedavi süresinin uzaması, tedavi kolaylığı ve maliyet, devamlı kemik grefti rezorpsiyonu, implant ve protez başarı oranlarıdır. Diğer yandan bazı araştırmacılar, Jemt ve arkadaşları [13] gibi, ileri cerrahi tekniklerini daha avantajlı bulmuşlardır. Greft uygulanan hasta grubu ile normal kemik rezorpsiyonu gösteren hasta grubu benzer sonuçlar gösterirken, kısa implantlarla tedavi edilen aşırı rezorbe kemiği bulunan grup daha düşük başarı oranı göstermiştir. Testori ve arkadaşları [69] kısa implant kullanımlarındaki yüksek başarı oranlarının hasta seçimlerine ve tedavi planlamalarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Bahat ve arkadaşları [63] yüksek başarı oranlarını cerrahi planlamalarına yormuşlardır. Bu planlama, oklüzyon planlamasını ve amaca ulaşmak için gereken aşamaların dikkatle izlenmesini içermektedir. Bu aşamalar, implant yerleştirilmeden önce patolojik durumların yok edilmesi, gerektiğinde oklüzal düzleminin ve dişlerin diziliminin düzeltilmesi, mümkün olduğu kadar sıkı bir yuvanın hazırlanması ve implantların kesin olarak planlandığı gibi yerleştirilmesini içermektedir.

Bazı çalışmalarda, implantların yüklemeden sonra başarısızlıklarını yüklemeden önceki başarısızlıklara göre incelenmiştir. Yüklemeden sonraki başarısızlıklardaki artışı kısa implantlardan ziyade aşırı oklüzal kuvvetlerle [64,68,70,81,84,85], çene kırığıyla [79,81] ve sistemik şartlarla bağdaştırmışlardır.

Das Neves ve arkadaşları [62] kısa implantların bir risk faktörü olarak düşünülmesi gerektiğini vurgulamıştır. Kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda kısa implant çapının arttırılması daha güvenilir bir tedaviye neden olduğunu, primer stabilitenin frezleme protokolüne uyarak sağlanması gerektiğini belirtmişlerdir. Rapor edilen (%90.3) başarı oranı bu implantları kullanmak için destek sağladığını, maliyeti, morbiditeyi ve tedavi süresini arttıran ileri cerrahi tekniklerinin atlatılabileceğini vurgulamışlardır.

2.3.5. Açılı implantların posterior maksilladaki kullanımı

Yük dağılımı olması açısından implantların alveoler kret boyunca yayılması literatürde sıkça anlatılmıştır. Daha uzun implantlar yerleştirilmesi ve kemikten daha fazla destek sağlanması açısından mezyo-distal yönde veya maksillanın rezorpsiyon

paternine uygun olarak bukko-lingual yönde açılı yerleştirilen implantlar sıklıkla kullanılmaktadır [48,86-92].

Koutouzis ve Wennström [48] yaptıkları retrospektif çalışmalarında 5 senelik, aksiyel ve ≤30º mezyo-distal yönde non-aksiyel yerleştirilmiş implantların, marjinal kemik kayıplarına bakmışlardır**.** Fonksiyon altında olan aksiyel implantlarda %30 kemik kaybı görülürken, non-aksiyel yerleştirilmiş implantlarda bu oran %33 olarak bulunmuştur. Aksiyel ve non-aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Aparicio ve arkadaşları [88] 25 hastada maksillaya yerleştirdikleri 101 aksiyel ve non-aksiyel implantın 5 senelik takip sonucunda kemik yüksekliği açısından hiç bir fark bulmamışlardır.

Yapılan çalışmalarda üç senelik takip çalışmaları sonucu, açılı postlar kullanarak non-aksiyel implantlardaki açı kompanse edilmiştir ve aksiyel ve non-aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Verilerde açılı post kullanılan implantlarda başarısızlık oranında bir değişiklik olmadığı saptanmıştır [86,89,94].

2.4. Posterior Maksillanın İleri Cerrahi Tekniklerle Tedavi Edilmesi

Maksiller atrofi sorununu ortadan kaldırabilmek amacıyla birçok teknik kullanılmıştır. Bunlardan; sinüs elevasyonu, iliak krest otojen kemiği ile cerrahi maksiller rekonstrüksyon, kafatası otojen kemik greftleri, kortikal kemiğin ekspansyonu, veya osteotom tekniği en çok kullanılan tekniklerdir.

2.4.1. Sinüs Elevasyonu

Sinüs elevasyonu genel tıp içeriği göz önüne alındığında birinci derecede major bir cerrahi girişim olarak düşünülmese de diş hekimliğinin sınırlarını zorlayan ve rutin implant cerrahisinde ileri bir cerrahi girişim olarak görülmektedir. Sıkça uygulanan ve güvenli bir teknik olmasına rağmen, sinüs elevasyonu sonrasında sinüsit, greft ve

implant kaybı veya osteomyelit meydana gelebilen potansiyel komplikasyonlardır. Ağız içindeki her cerrahi girişim gibi bir takım sistemik kontrendikasyonlar içermektedir [95]. Dolayısıyla işlem yapılmadan önce hastanın tüm medikal problemlerinin sorgulandığı detaylı bir anamnez alınması tavsiye edilmektedir [96].

Maksiller bölgeden radyoterapi görmüş olan hastalar, kontrol altında olmayan bir sistemik hastalığı olan hastalar, aşırı tütün ve ürünlerinin kullanımı, sepsis durumu ve psikolojik açıdan bu ameliyatı kaldıramayacak durumda olan hastalarda bu operasyon kesin olarak kontrendike olarak kabul edilmektedir [97].

Genel kontrendikasyonların ötesinde sinüs elevasyonu operasyonları bir takım lokal kontrendikasyonlar da içermektedir:

Hastanın daha önceden Caldwell-Luc benzeri bir operasyonu geçirmiş olması bunlar arasında en keskin olanı olarak algılanabilir. Bu tip girişimler hastanın silyalı mukozal epitelinin bir skar dokusuna dönüşmesine neden olur ki bu durum radyografide tespit edilebilmektedir.

Buna ek olarak hastanın bölgede tümör, kronik polipoz sinüzit, herhangi bir patolojik lezyon veya odontojenik enfeksiyon ve kuvvetli alerjik reaksiyonlar gibi durumlara sahip olması da operasyon için kontrendike durumlar oluşturmaktadır.

Sinüs duvarının aşırı şekilde küçük bölmeciklerden oluşması, kompartmanlı yapısı da tam bir kontrendikasyon oluşturmasa da normal boyutlarda açılan kapağın içe ve yukarı kıvrılmasına engel teşkil edebilmektedir. Panoramik radyografilerde belirlenen veya fark edilen bu lobüler yapı bilgisayarlı tomografi (BT) sayesinde detaylı bir şekilde incelenebilmektedir [98].

2.4.2. Summers Osteotomisi Veya Kapalı Sinüs Elevasyonu

Summers ve arkadaşları [99], 1999 yılında bu teknikle sinüs tabanı altındaki kemik yüksekliğinin 6 mm olduğu vakalarda 10 mm'lik, 9 mm olan vakalarda 13 mm'lik implantlar yerleştirebildiklerini yaptıkları retrospektif çalışmada sunmuşlardır.

Kapalı sinüs tekniği hekim açısından daha pratik, hasta açısından ise daha az travmatik ve komplikasyon riski düşük bir teknik olarak öne sürüldüyse de belirli bir kemik yüksekliğinin altında kullanılması, hem primer stabilitenin sağlanabilmesini güçleştirmekte hem de sinüs membranının perforasyon riskini arttırmaktadır.

Deporter ve arkadaşları [100] osteotom tekniğiyle gerçekleştirildiği ve sığır kaynaklı greft materyali kullandıkları 16 vakada, başarı oranını %100 olarak tespit etmişlerdir.

Cavicchia ve arkadaşları [101] ise yine aynı teknikle 97 implantta oluşan 11 kayıpla birlikte başarı oranını %88.6 olarak tespit etmişlerdir.

Komarnyckyj ve arkadaşları [102] osteotom tekniği ile yerleştirdiği 41 osseointegre implantlarının başarı oranını %95.3 bulmuştur. Postları yerleştirmeden önce, iyileşme süresini 9 ay olarak kullanmıştır. Daimi restorasyondan sonra hiçbir implant başarısız olmamıştır. Araştırmacılar, primer stabiliteyi sağlamak için yetersiz kemik olduğu sürece, blok greft, Caldwell-Luc prosedürü veya yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunu önermemektedir.

2.5. Biyomekanik Açıdan Posterior Maksillayı Etkileyen Faktörler

2.5.1. Kantilever Uzunluğunun Biyomekanik Faktörlerindeki Etkisi

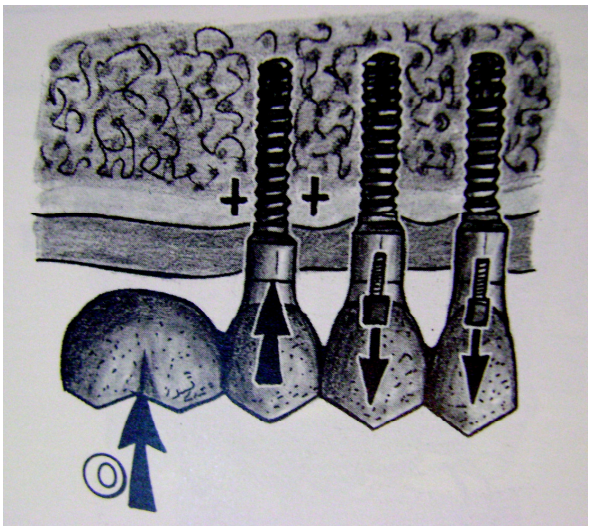
Kantilever uzantı oluşturmadan önce implant sayısı, genişliği, uzunluğu, dizaynı, kemiğin yoğunluğu iyi incelenmelidir. Diş sıkan ve bruksizmi olan hastalarda kantilever uzantı yapılmamalıdır [56].

Rangert ve arkadaşları [103] üst çenenin her iki tarafında yer alacak birer dişlik distal kantilever içeren protez dizaynının kullanılabileceğini bildirmiştir. Kantilever uzunluğu, bir molar dişin ortalama mezyo-distal çapına uygun olarak 10 mm'yi geçmemelidir.

Eğer sinüs boşluğu çok büyükse ve molarlar bölgesinde implant yapılması mümkün değilse, hiç kantilever yapılmadan hastaya kısaltılmış ark kullanılması uygun

olacaktır. Posterior bölgeye kesinlikle implant yapılması gerekiyorsa bu durumda sinüs elevasyon tekniğine başvurmak veya tüber bölgesini implantasyon sahası olarak göz önünde tutmak gerekmektedir.

Weinberg [104] kantileverli sabit protezlerdeki streslerin, apikalde en distal implantta, oklüzalde ise önündeki protez kuron üyesinde en yüksek noktaya ulaştığını bildirmiştir.



Şekil 2-1: Kantilever'e gelen yüklerin implant ve proteze etkisi görülmektedir [104].

Tek bir implanta yapılan bir kantileverin uzunluğu:
i)1cm iken kantilever uzantıya 100 N kuvvet uygulandığında implanta gelen yük 100 N
ii)2cm iken kantilever uzantıya 100 N kuvvet uygulandığında implanta gelen yük 200 N
iii)3cm iken kantilever uzantıya 100 N kuvvet uygulandığında implanta gelen yük 300 N olur

İmplant postunun yaklaşık 30 N luk bir kuvvetle sıkıştırıldığını hatırlatmakta fayda vardır [49].

Birbirine splintlenen implantlarda ise durum şöyledir:
Eğer arasında 10 mm olan 2 implant birbirine splintlenir ve 20 mm'lik bir distal kantilever yapılırsa (1.sınıf kaldıraç oluşur) distal implant fulkrum ekseni olarak hizmet etmeye başlar ve 100 N luk bir kuvvet uygulandığında mezyal implantta 200 N luk, distal implantta ise 300 N luk bir kuvvet oluşur [56].

Tam ark sabit protezlerde ön bölgede kavis boyunca implantlar birbirine splintlenip arka bölgeye kantilever protez uzatılınca aynı şekilde 1.sınıf kaldıraç oluşmaktadır. En anteriordaki implantın merkezi ile en posteriordaki implantın distali arasındaki mesafeye anterior-posterior uzunluk denir. A-P mesafesi arttıkça kantileverler aracılığı ile implantlara gelen yükler azalmaktadır. Yapılan klinik araştırmalar sonucunda elde edilen en önemli bilgilerden biri de distal kantileverin uzunluğunun hiçbir zaman A-P nin 2.5 katından fazla olmaması gerektiğidir. Bruksizmli hastalarda ise kantilever kesinlikle yapılmamalıdır [49].

Kantilever oluşturulurken unutulmaması gereken bir diğer faktör de ark formudur. Kare şeklindeki arklarda anterio-posterior mesafesi U şeklindeki arklara kıyasla daha az olacaktır. Bu durumda da kare şeklindeki arklarda kantileverin uzunluğu mecburen daha az olmalıdır [49].

Kemik yoğunluğunun az olduğu durumlarda özellikle maksillada mezyal kantileverli protezler yapılacak iken distale konulacak implant sayısını arttırmakta fayda vardır [49].

Stegaroiu ve arkadaşlarının [105] yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında oluşturdukları üç modele aksiyel, bukko-lingual ve mezyo-distal kuvvetler vererek kortikal kemikteki en yüksek gerilme stresi değerlerini ölçmüşlerdir. En yüksek değer 2 implant destekli kantileverli modelde (M1) ölçülürken en düşük değer 3 implant destekli modelde (M2) ölçülmüştür. 2 implant destekli gövdeli model (M3) ise M1 modelden daha düşük değerler, M2 modelden ise daha yüksek değerler göstermiştir.

2.5.2. Kısa Dental Arkların Oklüzal Stabilitesi

'Kısa dental ark' terimi arka dişleri eksik olan arkı tarif eden ve aynı zamanda dental arkın tüm dişlerinin yerine getirilemediği bir tedavi felsefesini ifade etmektedir [106]. Bu terimi ortaya koyan Kayser [107] klinik çalışmalar sonucunda, her iki tarafta her iki premolarların oklüzyonda bulunduğu durumlarda, kısa arklarda bir problem ortaya çıkmayacağını, fakat premolarlardan herhangi birinin kaybedilmesi durumunda oklüzyonun bozulmasından dolayı problemlere yol açacağını vurgulamıştır. 1992

yılında Dünya Sağlık Örgütünün (WHO) ağız sağlığının elde edilmesindeki tedavi amacının, en az 20 doğal dişin, herhangi bir proteze gerek kalmadan, fonksiyonel ve estetik açıdan ağızda tutulması olduğunu ifade etmiştir. Yapılan çalışmalarda kısa dental arkların oral fonksyonlarını yerine getirebileceğini, temporomandibüler eklem sorunlara yol açmadığını ve uzun vadeli oklüzal stabilite sağladığını göstermiştir [108,109]. Bununla beraber, kısa dental arkların uzun vadede başarılı olması için dişlerin etrafında sağlıklı kemiğin mevcut olması ve hastaların parafonksiyonel alışkanlıklara sahip olmaması gerekmektedir [109]. Klinik realitede, kalan dişlerden yeterli destek sağlayamayan kısa dental arkların bulunması bir gerçektir. Bu durumda, stabil bir oklüzyon sağlayabilmek amacıyla, molar dişleri de kapsayan, hareketli parsiyel protez, kantileverli sabit protez veya implant üstü restorasyonlar gerekmektedir [110].

2.5.3. Parafonksiyonlar

Dişler ve diş implantları üzerine tekrarlayan ve uzun süren parafonksiyonel veya non-fonksiyonel kuvvetler stomatognatik sisteme zarar vermektedir. Erken veya geç dönemde görülen osseointegre implant başarısızlıkların en fazla rastlanan sebeplerden biri de parafonksiyonel alışkanlıklardır. Kemik yoğunluğundaki azalma ve bükme kuvvetlerindeki artmadan dolayı, bu alışkanlıkların zararlı etkileri maksillada daha fazla görülmektedir.

Tosun ve arkadaşları implant ve post kırıkları, gevşemiş altın vidaları, veya oklüzal aşınma gibi mekanik komplikasyonlar durumlarında, hekimin Nokturnal Bruksizm ihtimalini göz önünde bulundurması gerektiğini vurgulamışlardır. Nokturnal Bruksizm teşhisi konulduğunda etkili ve düşük maliyetli olan polisomnografik tetkikleri önermişlerdir [111].

2.5.4. İmplant Dizaynı

Diş implantları fonksiyonel yükü çevresindeki biyolojik dokulara iletmektedir. Biyomekanik yükleri karşılayabilme potansiyeli 2 faktöre bağlıdır: uygulanan kuvvetin karakteri ve bu kuvvetin yayıldığı fonksiyonel yüzey alanı. Günümüzde 90'dan fazla

implant dizaynı mevcuttur. İmplant dizaynını bilimsel mantıkla değerlendirirken bütün bir sistem yaklaşımı çerçevesinde (tedavi planı dahil) değerlendirmek gerekir. Sistematik düşünme kavramında implant dizayn prosesine klinik problemlerin saptanmasıyla başlandığı belirtilmektedir. Kuvvet ve yüzey alanı ile ilgili temel bilimsel prensipler mühendislik çözümleriyle birleşerek istenen klinik hedefleri tamamlamaktadır [49].

İmplant dizaynı, onu oluşturan elementler ve karakteristikleri içeren üç boyutlu yapısıdır. Literatürde form, şekil, konfigürasyon, yüzey mikroyapısı ve makro-düzensizlikler diye de tarif edilmiştir. Protetik ara yüzün tipi, yivlerin mevcut olup olmaması, ilave makro-düzensizlikler ve implantın şekli/taslağı implant dizaynının temel yapıtaşlarını oluşturmaktadır. İmplant yivleri stabiliteyi geliştirmekte, implant yüzey alanını genişletmekte ve ara yüzde meydana gelen stresleri dağıtmaktadır.

Yiv derinliği, yiv kalınlığı, yivin yüzey açısı, yivin heliks açısı fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen geometrik parametreler olup implantların biyomekanik yük dağılımlarında rol almaktadır [112].

İlave makro-düzensizlikler olarak; dental implantlar değişik şekil ve boyutlarda perforasyonlar, çıkıntılar, oluklar ve çentiklere sahip olabilirler. Bu şekilde implant ile kemik arasında makro seviyede mekanik kilitlenme sağlanmaktadır [113]. İmplantlar içi dolu veya boş, paralel veya açılı yada basamaklı şekillere sahip olabilir, düz, yuvarlak veya sivri apikal sonlanmalar içerebilirler [112].

Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış birçok çalışma mevcuttur [67,91,114-117].

2.5.5. İmplantın Yüzey Özellikleri

İmplantların modern dişhekimliğinde önemli bir yer edinmesi ve zaman içinde her türlü dişsizlik endikasyonunda kullanılabilmesi araştırmacıların bu dal üzerine yoğunlaşmasına öncülük ederken yüzey özellikleri ve ilgili çalışmalar implantları gelişim sürecine büyük katkıda bulunmuşlardır [49].

‘‘Yüzey’’ terimi, gövde materyalinden farklı fiziksel özelliklere sahip en dış birkaç tabakayı içine alan dış kuşaktır. Bu kuşak, doğal titanyum oksit kalınlığı kadar olup titanyum metalinin gövde özelliklerinden çok, bu ince oksit tabakasının özelliklerinin yüzeyde meydana gelebilecek reaksyonlarda etkili olacağını göstermektedir [49].
Yüzey pürüzlülüğünün yüzey alanını arttırma prensibinden hareketle araştırmacılar saf titanyum implantları çeşitli tekniklerle modifiye edip yüzey alanlarını arttırmaya çalışmışlardır. Her ne kadar birçok yüzey modifikasyonu oluşturma yönteminin kullanımına devam edilse de bugün çoğu implant sistemi kumlama ve asitle pürüzlendirme teknikleri genel yüzey özelliği olarak benimsenmektedir [119,120].

2.5.6. Yiv Geometrisi

İmplant yivleri implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonunu arttırmak ve kemik-implant ara yüzdeki stresleri kırmak için tasarlanırlar. İmplant tasarımında yivlerin genel tasarım özelliklerinden bahsederken: Yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliğinden bahsetmek gerekir.

Yiv adımı: Belirli bir alandaki yiv sayısına denir. Birim alanda ne kadar çok yiv varsa yiv adımı o kadar fazla olacak, implantın artan yüzey alanı ile beraber fonksiyonel temas alanı da artacaktır.

Yiv şekli: Genel yiv geometrisinin çok fazla değişiklik gösterebilen çok önemli bir karakteridir. V şekilli, köşeli ve ters açılı olarak sınıflayabiliriz. Yiv şeklindeki en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleridir ve kemik-implant ara yüzünde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi streslerin azaltılması olmalıdır.

Farklı yiv tasarımlarının okluzal yüklemeler altında ilettikleri kesme tipi kuvvetleri inceleyen sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yiv sayısı ve yiv derinliği sabit olduğunda kare formlu yiv tasarımlarının V formlu ve ters kare formlu yivlere sahip tasarımlara göre dokulara daha az sıkışma ve kesme tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur.

Yiv derinliği: İmplantın en geniş çapının, implant gövdesi ile arasındaki fark, yiv derinliğini ifade eder [49].

2.5.7. İmplant Boyun Kısmı - Marjinal Kemik Kaybı

İmplantın boynu yüksek yoğunlukta stresle karşılaşan implant gövdesinin transosteal kısmıdır. Sıklıkla gördüğümüz marjinal kemik kaybı bu bölümün yüke dayanıklı olmasına değil plak akümülasyonunu azaltmak amacına yönelik dizayn edildiğini göstermektedir [49].

Pürüzsüz, paralel duvarlı boyun bölümü makaslama kuvvetlerine karşı koyamayıp kemiğin tutunmasını zorlaştırmaktadır. 20 derece açılı duvarlı boyun kısmı kemik kaybını azaltacaktır [49].

Yung ve arkadaşları [121], yaptıkları 1 yıllık radyografik incelemede boyun kısmı pürüzsüz olan implantlarda önemli derecede kemik kaybı gözlemlemişlerdir.

Boyun kısmındaki pürüzsüz yüzey ne kadar uzun ise o kadar çok kemik kaybı görülmektedir.

İmplant boyun kısmı dış yiv çapından daha geniş olmalıdır. Böylece hazırlanan implant yuvasının üstüne oturarak bakteri ve fibrotik dokuların invazyonunu engellemektedir. İmplant gövdesinden geniş olan boyun kısmının kemiğin içine sıkıca oturması özellikle düşük dansiteli kemiklerde primer stabilitenin artmasını sağlamaktadır. Boyun kısmının geniş çapı aynı zamanda yüzey alanını arttırıp marjinal kemikteki stresleri azaltmaktadır.

Misch [49] 0.5 mm'lik bir cilalı yüzeyin bulunması gerektiğini, bu yüzeyin yumuşak dokuların sevdiği bir ortam oluşturup altta kalan boyun kısmının biyomekanik performansını arttırdığını savunmaktadır. Ayrıca implant-post bağlantısının apikalinde 0.5 mm'lik biyolojik aralık bildirilmiştir.

Klinik olarak kemik kaybının sıklıkla birinci yive kadar görüldüğü gözlenmiştir. İyileşme sırasında kemik, yivlerin seviyesinin üzerine büyümektedir fakat protetik yüklemeden sonra kemik kaybı görülmektedir [49].

2.5.8. Apikal Dizayn

Kök formu implantlar genelde yuvarlak kesitlidir. Yuvarlak kesitli post vidaları sıkma sırasında dönme/makaslama kuvvetleri aldığında veya tek diş implantların rotasyonel kuvvetlerle karşılaştığında dayanıklı değildir. Sonuç olarak bu kuvvetlere

karşı koyabilmek için implantın apikalinde bir delik veya oluk oluşturulmaktadır. Teorik olarak kemik, delik içine büyümekte ve implanta gelen dönme kuvvetlerine karşı koymaktadır.

Apikal girinti aynı zamanda yüzey alanını arttırarak kemiğe gelen sıkışma streslerini yaymaktadır.

Apikal deliğin dezavantajı sinüs tabanına veya kortikal tabakadan dışarı ekspoze edildiğinde mukus ile veya fibrotik doku ile dolup retrograd kontaminasyon kaynağı olmasıdır [49].

2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizleri ilk defa 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde mühendislik bilimlerinde sık olarak başvurulan analiz yöntemlerinden biri olmuştur. Sonlu elemanlar analizi yöntemi bugün uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmakta olup ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok konuda kullanılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde 1970 yıllarında kullanılmaya başlanmıştır. Yapıların fiziksel özelliklerini de içeren modellerin oluşturulabilmesi ve bu modellere uygulanan kuvvetlerin, meydana getirdiği Von Misses stresi, gerilme stresi, sıkışma stresi, gerinme ve yer değiştirmelerin hesaplanabilmesi, sonlu elemanlar analizi yönteminin, fizik ve mühendislik bilimleri kadar tıbbi bilimlerde de kullanımını sağlamıştır [122].

Sonlu elemanlar gerilme stresi analiz yöntemi ‘‘parçadan bütüne gitme’’genel prensibine dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bir bölgesidir [123].

Karmaşık mekanik problemlerin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çözülebilmesi için yapının çok küçük parçalara, yani basit elemanlara ayrılması gerekmektedir. Elemanların birleştiği köşe noktaları düğüm noktası olarak tanımlanmaktadır. Bu elemanlar şekil özellikleri kullanılarak değişken alana yerleştirilmektedir. Analiz, fonksiyon çözümünü bütün alan için araştıracağı yerde, her bir eleman için fonksiyon çözümünü formüle eden ve bütün yapıyı uygun bir şekilde birleştirerek çözümünü sağlayan bir metottur. Diş implantı-kemik sistemlerindeki

parçalar çok karmaşık geometrik şekle sahip olduğundan, sonlu elemanlar gerilme analizi implant çevresindeki gerilme streslerin analizinde oldukça uygun bir yöntemdir [124].

Gerçek geometrik cismin elemanlara bölünmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline matematik model denilmektedir. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önem taşımaktadır. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin (x,y,z) koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson Oranı ve Elastiklik Modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen yükleme durumları için denklemler oluşmaktadır. Bu denklemler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme stresi ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler; [125]

1. Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar
2. Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson Oranı ve Elastiklik Modülü (Young's Modulus) değerleri
4. Modele uygulanan kuvvetler
5. Geometrinin sınır şartları
6. Yapılacak olan analizin tipi

2.6.1. Yapının Küçük Elemanlara Bölünmesi

Bir sonlu eleman modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler.

Bir sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı üst düzey bir mühendislik bilgisi gerektirir. Bu noktada önemli olan iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildiğince küçük ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesi gerekmektedir. Sonuç olarak artan eleman sayısı daha fazla çözülmesi gereken denklemi ifade eder ve dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırırsak, bilgisayarımızın kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak amacıyla günümüz teknolojisinin izin verdiği ölçüde olabildiğince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanmaktadırlar. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar.

Sonlu elemanlar analizinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır: [126]

1. Üç boyutlu katı elemanlar
2. 2 boyutlu katı elemanlar
3. Çizgisel elemanlar

Ağ yapıyı oluşturan bu elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması, analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır.

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Mekanik Kavramlar:

2.6.2.1. Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (127). Kemik-implant ara yüzünde oluşabilecek 3 ana çeşidi vardır: Sıkışma, gerilme ve makaslama tipi kuvvetler. Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere

dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere %30 daha az ve makaslama tipi kuvvetlere %65 daha az dayanıklıdır.

2.6.2.2. Stres

Stres bir cismin uygulandığı kuvvete karşı birim alanında oluşturduğu tepkiye denir. Bir yapının içindeki stres birim yüzeydeki kuvvet olarak bilinmektedir.

Stres = Kuvvet/ Alan

Stres birimi Paskal (P, kg/cm^2 veya N/m^2)'dır.

Kuvvet bir cismi her yönden ve açıdan etkileyebilmektedir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde karmaşık streslerin oluşmasına yol açmaktadır. Tüm stresler esas olarak gerilme, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç şekilde oluşmaktadır. Kuvvet uygulanan cisimlerde tek bir stres çeşidinin görülmesi zordur. Üç tip stresin bir arada bulunduğu birleşik stres meydana gelmektedir. Gerilme stresi aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşmaktadır. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden ayrılmaya zorlamaktadır. Sıkışma stresi, aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşmakta ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlamaktadır. Makaslama stresi, farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin, aynı cismi etkilemesi ile oluşmakta ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlamaktadır. Sıkışma tipi stresler kemik-implant ara yüzde sıkı bir ilişki sağlamaya sebep olurken, gerilme ve makaslama tipi stresler kemik-implant ara yüzde nesneleri birbirinden uzaklaştırmaya sebep olan yıkıcı streslerdir. Makaslama tipi stresler implant için en yıkıcı tipi stresler olduğu bilinmektedir [128].

2.6.2.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Uygulanan kuvvetin etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı şu denklem ile tanımlanmaktadır:

Gerinim = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut

Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür. Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlar ve çevre dokularda deformasyon görülmektedir. Bu deformasyon direkt olarak gerinme ile alakalıdır [128].

2.6.2.4. Poisson Oranı

Bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade etmektedir.
Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde bir boy uzaması, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır.

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellikler gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir. Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilmektedir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastiklik modülüne sahip olmaktadırlar. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastiklik modülüne sahip olmaktadırlar [128].

2.6.2.5. Elastiklik Modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncin bir ölçüsüdür. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerde bulunmaktadır. Aynı miktardaki yükler uygulanmış iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan, elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır. Elastiklik modülü, elastiklik sınırları içinde stres-gerinim eğrisinin eğimi yani stresin gerinime oranı ile hesaplanmaktadır.

E = Stres / Gerinim

Doğrusal elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken; doğrusal olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik göstermektedir [128].

2.6.2.6. Von Misses Stresi

Von Misses stresi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan stres dayanıklılığını belirlemek için kullanılan, şekil değiştirme enerjisi prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Asal ve kayma streslerinden hareketle, stresin şiddetinin genel bir şekilde ifade edilmesidir. Renk skalası ile gösterilebilmektedir [128].

2.6.2.7. Asal Stres

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere ‘‘Asal Stres’’ denmektedir.

Asal Stres:

- Maksimum Asal Stres: Pozitif değer olup en yüksek gerilme stresini ifade etmektedir.
- Ara Asal Stres: Ara değerleri ifade etmektedir.
- Minimum Asal Stres: Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade etmektedir.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri 100 Mpa, sıkışma değeri – 20 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir [128].

2.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları

1- Proses öncesi:

Bu aşamada analizini yapmak istediğimiz yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilmektedir. Bu amaçla bir CAD (Computer Aided Design) programı kullanılabilir.

İki farklı yöntem kullanmak mümkün olmaktadır:

1. MR (Manyetik Rezonans) veya BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması;
2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulması. Bu iki yöntem ile yapılacak uygulamalarda, belli başlı iki sorunla karşılaşılmaktadır.

1. MR ve BT görüntüleme sistemleri ile CAD programları arasındaki uyum sorunu
2. Koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği.

Bir sonlu elemanlar modeli sınırlı sayıda elemandan oluşmaktadır. Elemanlar düğüm noktalarında birleşirler ve bu yapıya ‘ağ’ denmektedir. Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit etmektedir. Bir yapının eleman sayısı o yapıyı ne ölçüde komplike olduğu ile yakından alakalı olmaktadır. Bir sonlu elemanlar modelinde eleman sayısının belirlenmesinde, bu konuda uzman mühendislerin tecrübesi, yapının yapısal karakteri ve bu işlemleri analiz edecek bilgisayarın kapasitesi belirleyici olmaktadır. Bu aşamada yapının geometrisinin tanımlanmasından başka, sınır koşullarının, yüklerin ve yapının mekanik özelliklerinin de tanımlanması yapılmaktadır.

2- Analiz

Bu aşamada bilgisayarda oluşturduğumuz yapının her elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmaktadır. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit etmektedir. Daha sonra bu çözümlemeler defleksiyonlar içinde yapılmaktadır. Defleksiyon verileri stres, gerinim ve reaksiyonların hesaplamasında kullanılmaktadır. Son olarak bu veriler depolanmakta ve analizler sonrası grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılmaktadır.

3- Proses sonrası:

Analizlerin tüm verileri ikinci aşama olan analiz aşamasında elde edilmiştir. Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklinde bulunmaktadır. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güç olmaktadır. Bu aşamada, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak defleksiyonu, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilebilmektedir [122].

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- Oluşturulan modelin, objenin fiziksel özelliklerini yansıtabilmesi,
- Stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
- Çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
- Stres analizi, ısı transferi, manyetik alan gibi birçok konuda kullanılabilmesi,
- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir

- Çeşitli katmanlardan oluşan objelerin, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmesi,
- Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişikliklerin yapılıp, analizin pek çok kez tekrarlanabilmesi,
- Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, görselleştirme işleminin kullanılması.

  Bu işlem elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir.

Bütün bu avantajların yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur. Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır.

2.9. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle Yapılan Çalışmalar:

İlk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar yöntemi, 1970'lerden sonra dişhekimliğinin de ilgi alanına girmiştir. Sonlu elemanlar analizi oral implant uygulamalarında yüklemelerin yönü [105,129,130], implant üstü materyalleri [131], streslerin konumu (implant boynu veya apeks çevresinde) [132-134], dizayn optimizasyonu [135], materyal biyomekaniği [136-138], kanatlı protezlerde kuvvet dağılımı [139-141], implant boyu, çapı [105,141], kemik

kalitesi ve kantitesi [134,138,140,142-144] gibi değişik konuların araştırmasında kullanılmıştır.

Stegaroiu ve arkadaşları [105] parsiyel dişsiz mandibulaya uyguladıkları 3 çeşit protetik restorasyon dizaynlarını, aksiyel, bukko-lingual ve mezyo-distal yükler altında, çevre kemik dokusuna ilettikleri stres miktarlarını saptamışlardır. Her üç yüklemede en yüksek stres değerleri iki implant üstü kantileverli protetik restorasyonlu modelde ölçülmüştür. Daha düşük stres değerleri iki implant üstü konvansyonel protetik köprü restorasyonunda görülürken, en düşük stres değerleri üç implant üstü köprü restorasyonunda tespit edilmiştir.

Clelland ve arkadaşları [132], üç boyutlu üst çene modelinde silindir implanta bağlı düz, 15º ve 20º açılı postları 178 N'luk aksiyel kuvvet altında, gerilme ve şekil değiştirme açısından kıyaslamışlardır. Asal gerilmelerin daha ziyade kortikal kemikte bulunduğu, şekil değiştirmelerin ise trabeküler kemikte daha fazla olduğu saptanmıştır. Post açısı arttıkça, gerilme ve şekil değiştirmelerde de artış olduğu ileri sürülmüştür.

Meyer ve arkadaşları [144] atrofik olan ve olmayan maksillaya yerleştirilen implantların çevresindeki stresleri karşılaştırmışlardır. Trabeküler kemiğin fazla olduğu atrofik posterior maksillada normal maksillanınkinden daha fazla stres dağılımı görülmesiyle beraber mevcut kemik yüksekliğinin az olması, stresleri önemli ölçüde arttırmaktadır. Fakat stres dağılımında, kemik kalitesinin, kemik yüksekliğinden daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak araştırmada, atrofik maksillada mekanik yükleme altında, implant etrafında uzun vadede implant başarısızlığında etkili olan suprafizyolojik kemik gerinimlerinin ortaya çıkmasının beklenebildiği belirtilmiştir.

Sevimay ve arkadaşları [140] 2005 yılında yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında, tek diş implant destekli mandibüler kronda her dört çeşit kemik kalitesinin (D1, D2, D3, D4) stres dağılımınındaki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada eksik ikinci premolar dişi olan mandibulanın bu bölgedeki kemik segmenti ve porselen kronu yapılan, 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda vida tipi implant modellenmiştir. Geometrisi Wheeler [145] atlasında belirtilen morfoloji ve boyutlarına

uyularak modellenen kurona 300 N`luk dikey okluzal kuvvetler statik olarak, 150 N bukkal tüberkül ve 150 N distal fossaya ikiye bölünerek uygulanmıştır. Streslerin değerlendirilmesinde Von Misses stres değerleri incelenmiştir. Bütün kemik kalitelerinde maksimum stres implantın bukkal ve lingual yüzeylerinde oluşmuştur. D4 kemikte stresler diğer kemik kalitelerinden farklı olarak implant gövdesinin orta 1/3'ünde de bulunmuştur. Kortikal kemikte görülen maksimum stres değerleri D1 kemikte 87 MPa, D2'de 90 MPa, D3'de 113 MPa, D4'de ise 146 MPa bulunmuştur. D3 ve D4 kemik kalitelerinde stresler implantların boyunlarında lokal dağılım göstermiştir. D1 ve D2 kemik kalitelerinde ise stresler implant boynunda daha homojen bir biçimde dağılmıştır. Trabeküler kemik daha zayıf ve deformasyona karşı daha az dirençli olduğundan dolayı D3 ve D4'te stresin şiddeti en yüksek ölçülmüştür. Araştırmacılar kemik kontakt miktarının, elastiklik modülünün ve implant çevresindeki aksiyel stres hatlarının gibi faktörlerin kemik yoğunluğuna bağlı değişkenlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle bunun, osseointegrasyon devamlılığını ve implantların uzun vadeli başarısını etkilediğini belirtmişlerdir.

Himmlova ve arkadaşlarının [52] yaptıkları çalışmada, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak stres dağılımında implant uzunluğunun mu yoksa çapının mı daha etkili olacağını araştırmışlardır.

Implant uzunluğunun stres dağılımı üzerine etkisini araştırmak için 3,6 mm çapında 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm, 17 mm ve 18 mm implantlar kullanmışlardır. Implant çapının stres dağılımı üzerine etkisini araştırabilmek için ise 12 mm uzunluğunda, 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5,0 mm, 5,5 mm, 6,0 mm ve 6,5 mm çapında implantlar kullanmışlardır. Çiğneme kuvvetleri aksiyel olarak 114,6 N, lingual olarak 17,1 N, disto-mezyal olarak ise 23,4 N uygulamışlardır. Referans olarak en çok kullanılan boyu 12 mm olan ve çapı 3,6 mm olan implant alınmıştır. Diğer modellerin Von Misses stres değerleri bu modelle kıyaslanarak stresleri en iyi dağıtan implant boyu ve çapı seçilmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar implant çapının implant uzunluğundan stres dağılımında daha etkili olduğu ve implant boynundaki stresleri azalttığını göstermiştir. Referans modele göre en düşük stres değerleri 4,2 mm'lik implant kullanımıyla elde edilmiştir. Araştırmacılar, bu implant çapının kullanımıyla stres değerlerinde % 31,5 bir düşüş ölçmüşlerdir. Biyomekanik açıdan bakıldığında

anatomik koşulların el verdiği ölçüde, en geniş çaplı implantın kullanımını önermişlerdir.

Geramy ve arkadaşlarının [146] yaptıkları çalışmada mandibüler birinci molar bölgesine; 3,75 mm, 5 mm ve iki adet 3,75 mm çaplarında implantlar yerleştirerek çeşitli yükleme koşulları altında stres analizleri yapmışlardır

35 N ve 70 N`luk kuvvetleri, dikey ve dikeyle 15°lik açılarda uygulamışlardır. Bu kuvvetler karşısında mezyo-distal, fasiyo-lingual, superio-inferior yer değişimleri üç boyutlu olarak değerlendirmişlerdir.

5 mm'lik implant üstü kronda 3,75 mm`liklere oranla %50 daha az hareket oluşmuştur. İkili implantlardaki mezyo-distal yer değiştirme diğerlerinden az bulunmuştur.

Tada ve arkadaşlarının [142] yaptıkları çalışmada implant boyunun, implant şeklinin, kemik kalitesinin; kemik ve implanta gelen stresin etkisini araştırmışlar ve şu sonuçları ortaya koymuşlardır:

Aksiyel kuvvetler altında, düşük yoğunluktaki kemik modelinde; vida şeklindeki implantlarda, silindir tipine oranla daha az stres görülmüştür. Aynı şekilde, uzun implantlarda da kısa olanlara oranla daha az stres oluşmuştur.

Bukko-lingual kuvvetler altında oluşan gerilme stresinde, kemik yoğunluğunun önemi ortaya konmuştur.

İmplantların uzun dönem prognozunda, yerleştirildikleri kemiğin ve cerrahi öncesi diagnozun önemi belirtilmiştir.

İmplant boyu ve şeklinin özellikle düşük yoğunluktaki kemiğe gelen stres ve zorlamadaki etkisi belirtilmiştir. Düşük yoğunluktaki kemik için uzun ve vida tipi implantlar daha uygun bulunmuştur. Kansellöz kemikte oluşan stresin, kemik yoğunluğu azaldıkça arttığı öne sürülmüştür.

Stegaroiu ve arkadaşlarının [131] yaptıkları araştırmada altın alaşımı, porselen, akrilik resin, kompozit resin üst yapıları ile oluşturulan 3 üyeli implant üstü protezlerde; implant, kemik ve postlarda oluşan stresi değerlendirmiştir.

Altın ve porselende modelde her bölgede benzer stres dağılımı ortaya çıkmıştır.

Kompozit ve akrilik resin protezlerde daha fazla stres oluşumu gözlenmiştir.

Maksimum stres artışı resin esaslı protezlerde aksiyel kuvvetler altında implant postunda gözlenmiştir.

Koca ve arkadaşlarının [143] sonlu elemanlar analizlerinde 4, 5, 7, 10, 13 mm kret yüksekliğine mevcut olan atrofik posterior maksilla modellerine yerleştirdikleri implantlar çevresinde, 7, 10 ve 13 mm'lik kemikte daha dengeli stres dağılımları bulurken 4 ve 5 mm'lik kret yüksekliğinde stresin kortikal kemiğin belli bölgelerinde konsantre olduğunu saptamışlardır.

Yokoyama ve arkadaşları [141] sonlu elemanlar yöntemi ile üç üyeli sabit protetik restorasyon yapılması için posterior mandibüler kemiğe yerleştirilen implantların lokalizasyonları ve uzunluklarının stres dağılımında etkilerini araştırmışlardır. Modellerde mezyal implant 10 mm veya 12 mm boyunda birinci premolara 3 mm ile 11 mm arasında uzaklıktaki lokalizasyonlarda modellenmiştir. Distal implant ise tüm modellerde birinci premolara aynı mesafede 10 mm boyunda konumlandırılmıştır. Stresler mezyal ve distal implantın servikal kortikal kemiğinde bulunmuştur. En yüksek stres değerleri mezyal implantın birinci premolara 9 mm veya daha fazla uzaklıkta yerleştirildiği modellerde bulunmuştur. Mezyal implantın 10 mm'e nazaran 12 mm olması, stres dağılımda zayıf bir etki göstermiştir. Sonuç olarak çalışmada, kantileverli sabit protetik restorasyonlarda implant lokalizasyonunun ve dolayısıyla kantilever uzunluğunun, kemikteki stres dağılımında önemli bir etkiye sahip oldukları belirtilmiştir.

Tosun [147] serbest sonlanan alt çenelerde implant-implant destekli ve implant-diş destekli köprü protezi uygulamalarından hangisinin biyomekanik açıdan daha uygun olduğunu araştırmıştır. Çalışmada 2 model hazırlanmıştır. Birinci modelde, mandibulada birinci küçük azı ve birinci büyük azı bölgesine yerleştirilen dental implant destekli üç üyeli köprü, ikinci modelde birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişleri bölgelerine yerleştirilen iki dental implant destekli üç üyeli köprü hazırlanmıştır. Dikey ve yatay yöndeki yükleme sonucu implant destekli köprü protezinde daha dengeli gerilmelerin meydana geldiği, diş-implant destekli durumlarda ise gerilmelerin büyük kısmının implantın etrafında yoğunlaştığı saptanmıştır.

Sağat [148] üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına etkisini araştırmıştır. Alveol kavsi formunun ve boyutlarının, implant dizilimlerinin ve açılarının değişmesinin stres dağılımına doğrudan etkili olduğunu bildirmiştir. Kantilever uzunluğu değiştikçe serbest sonlanan bölgeye en yakın implant çevresindeki stres miktarının da değiştiğini, kantilever bölgesinde uygulanan kuvvetler büyük oranda o bölgeye en yakın üç implant tarafından karşılandığını belirtmiştir.

Çankaya [149] mandibulada total dişsizlik vakalarında implant üstü ful ark köprülerde alt çene şeklinin ve boyutlarının kortikal kemikte oluşan gerilmeleri ne şekilde etkileyeceğini sonlu eleman gerilme analizi metoduyla incelemiştir. Anterior ve posterior bölgelerden 100 N'luk dikey kuvvet uygulaması sonucu anterior yüklemelerde posterior yüklemelere nazaran çok daha düşük gerilme değerleri ortaya çıkmıştır. Posterior yüklemelerde, en yüksek gerilmeler kantileverli implant dizilimlerinde ortaya çıkmıştır. Kantileverli implant dizilimlerinde, kantilever uzunluğu dışında mandibula şekli ve boyutlarının da posterior yüklemeler sonucu ortaya çıkan gerilme değerlerini büyük oranda etkilediği belirlenmiştir. Kantileversiz planlamalarda 6 yerine 8 implant kullanılması posterior yüklemeler açısından bir avantaj yaratmamıştır.

Bölükbaşı [150] anterior maksillaya uygulanan dental implantların lokalizasyonlarının implantlar çevresinde oluşan stres, gerinim ve yer değiştirme değerlerine olan etkisini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile araştırmıştır. Çalışmada, farklı implant lokalizasyonlarını içeren beş model hazırlanmıştır. Oluşturulan modellerdeki implant lokalizasyonları şu şekildedir: birinci modelde iki kanin, ikinci modelde her iki kanin ve bir orta kesici, üçüncü modelde her iki kanin ve orta kesici, dördüncü modelde iki kanin ve bir yan kesici, beşinci modelde her iki kanin ve yan kesici dişler bölgelerine implantlar yerleştirilmiştir. Dikey yüklemede tüm kuronlara, yatay yüklemede ise kanin bölgesindeki implantlara kuronun üzerinden 100 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Stres özellikle kortikal kemikte, gerinim ise trabeküler kemikte meydana gelmiştir. Post açısının 0 dereceden 15 çıkması, gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerlerinin dikey

yüklemede artmasına, yatay yüklemede ise azalmasına neden olmuştur. En yüksek gerilme ve gerinim değerleri krestal kemikte ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda araştırmacı, beşinci model dikey yüklemede en yüksek, yatay yüklemede ise en az riske sahip model olduğunu bildirmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda posterior atrofik maksillada çiğneme kuvvetlerinin, sabit protetik restorasyonlara destek olmak için farklı lokalizasyonlarda yerleştirilen implantlarda ve çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşturdukları Von Misses stresi, gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirme miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi amacıyla sonlu elemanlar gerilme analizi kullanılmıştır.

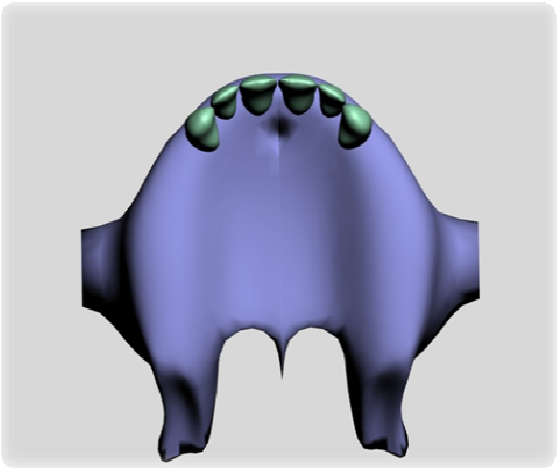
3.1. Geometrik Bilgisayar Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Maksillanın Modellenmesi

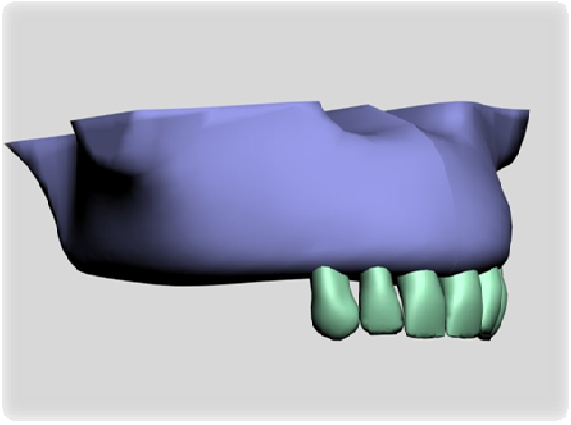
Maksillanın geometrik modellerinin oluşturulması için bir hastanın maksillası Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi'de (ILUMA Orthocad, CBCT, Imtec Imaging, Oklahoma, USA) taranmıştır. Taramada 120kv, 3,8 mA'da 40 saniyelik taramada 601 kesit elde edilmiştir. Taranan hastadan elde edilen üç boyutlu sayısal görüntüler Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) yazılımına alınıp yazılımdaki ağ örgüsü sadeleştirme araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3-1, Şekil 3-2, Şekil 3-3). Rhinoceros 4.0, magnetik rezonans ve bilgisayar tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 3-1: Hastanın maksilla tomografisi

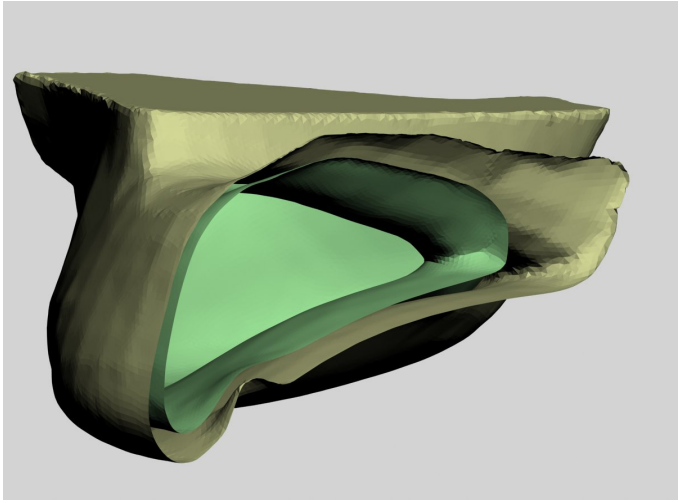


Şekil 3-2: Tomografi görüntüsünden oluşturulan çenenin geometrik modelinin görüntüsü



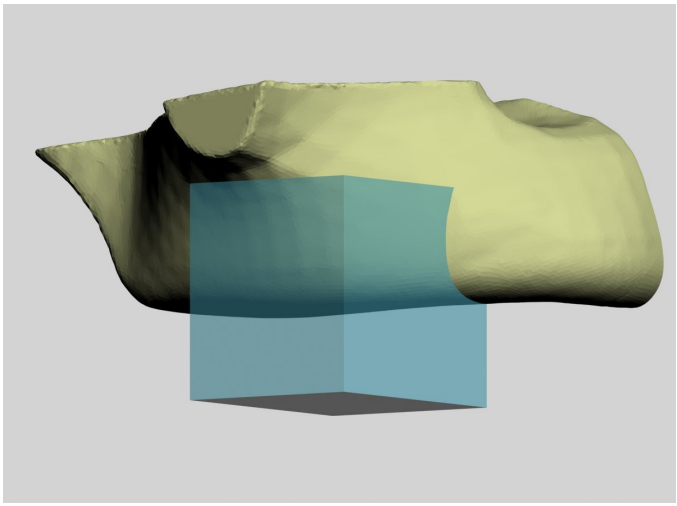
Şekil 3-3: Çenenin yan görüntüsü

Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiğini tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için üst çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (1,5 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir (Şekil 3-4). Bu işlemler, stl datalar Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) yazılımına atılıp offset yöntemi ile yapılmıştır.



Şekil 3-4: Trabeküler kemiğin offset yöntemi ile oluşturulması

Yapılan çalışmada maksillanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Gerekli bölgenin Boolean işlemi ile çıkarılması

3.1.2. Diş İmplantlarının Ve Postların Boyutlarının Belirlenmesi Ve Modellenmesi

Çene kemiğine yerleştirilecek olan diş implantlarının boyutlarına, implantların yerleştirileceği bölgedeki kemiğin rezorpsiyon paternine ve maksiller sinüsün konumuna bağlı olarak karar verilmiştir. Atrofik maksilladaki kemik yüksekliğine bağlı olarak 1.premolar diş bölgesi (1PM) için 4,0 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda, 2.premolar diş bölgesi (2PM) için 4,0 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda, 1.molar diş bölgesi (1M) için ise 4,0 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda AstraTech Dental (AstraTech, Mölndal, İsveç) diş implantları yerleştirilmiştir.

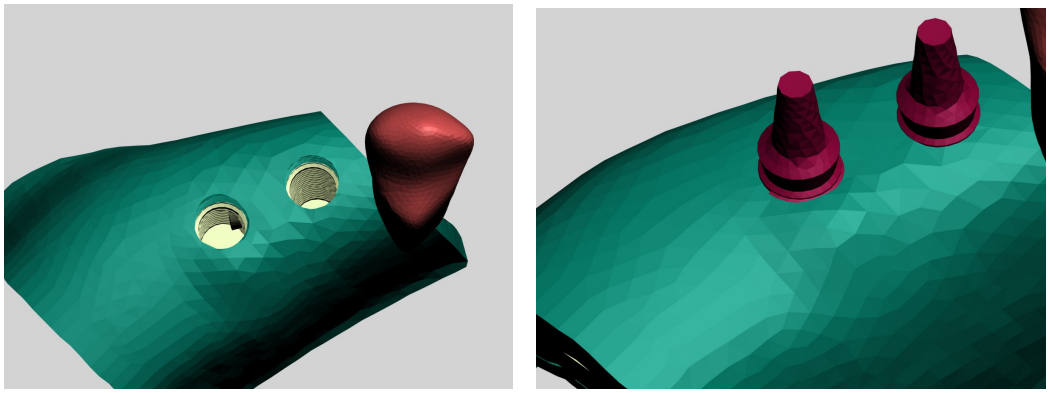
İmplantların üzerine yerleştirilecek post olarak 4,0 mm boyunda 0º ve 20º açıya sahip TiDesign (AstraTech, Mölndal İsveç) simante edilebilir postlar seçilmiştir.

Diş implantları yivli olarak ve silindirik şeklinde modellenmiştir. İmplantlar ve postlar Nextengine lazer tarayıcısı ile (NextEngine, Inc. USA) makro çözünürlükte taranmıştır.

Kopingler ve kuronlar yine Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates USA) programında postlara göre modellenmiştir.

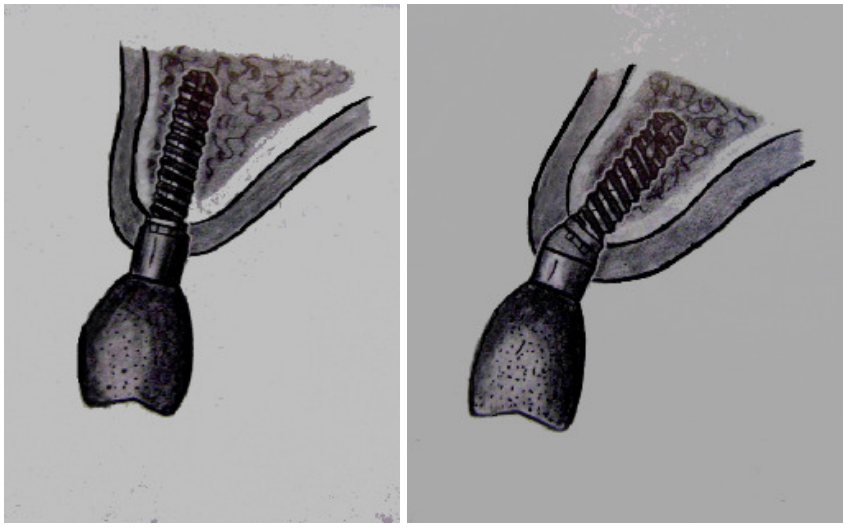
3.1.3. Implantların Çene Modelleri Üzerine Yerleştirilmesi

İmplant yuvaları Wheeler Diş Anatomisi Atlası'nda [145] belirtilen dişlerin mezyo-distal boyutları dikkate alınarak ve implantlar arasında en az 3 mm mesafe bırakılarak Rhinoceros 4.0 (Robert McNeel & Associates, USA) programıyla hazırlandıktan sonra implantlar yerleştirilmiştir (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: İmplantların yuvalarının hazırlanması ve implantların yerleştirilmesinin görüntüleri

Posterior maksillada aşırı rezorbe olmuş alveol kretlerinde bazen implantları 0º açıyla yerleştiremediğimiz durumlarda açılı yerleştirmek zorunda kalabilmekteyiz. Bu durumlarda premolar ve molar bölgesine gelen aşırı çiğneme veya diş sıkma kuvvetlerini göz önüne alarak implantları sagital düzlemde 20º açıyla yerleştirilmesi planlanmıştır. İmplantların düz yerleştirildiği durumunda düz post, açılı yerleştirildiği durumlarda 20^0 açılı post kullanılmıştır (Şekil 3-7).

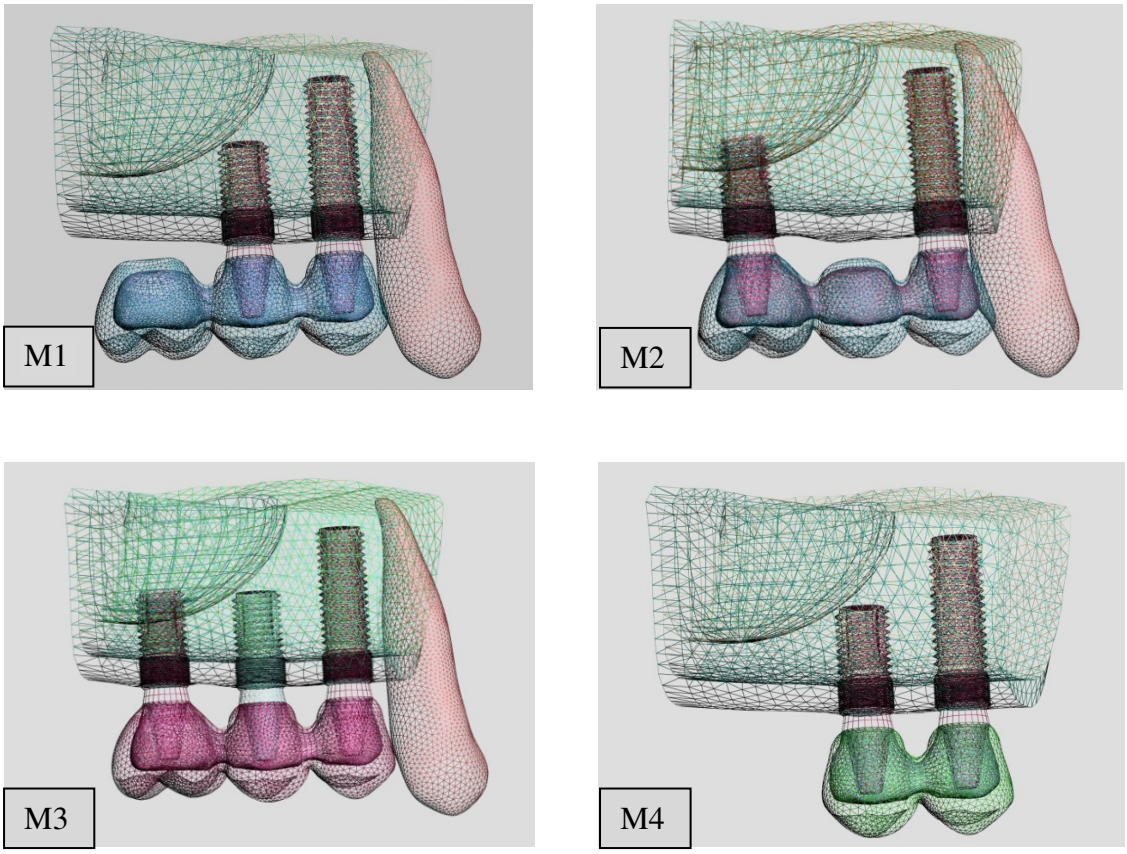


Şekil 3-7: Düz postlu düz implantların ve 20^0 açılı postlu açılı implantların modellenmesi ve maksilladaki pozisyonlanmasının görüntüleri.

Oluşturulan çene modeli üzerinde atrofik posterior maksillanın elverdiği ölçüde klinikte tercih edilen 4 farklı implant dağılımını gösteren modeller oluşturulmuştur. Modeller üzerinde implantların uygulandığı bölgeler Tablo 3-1'de ve Şekil 3-8'de gösterilmiştir. Implantlar arasında en az 3 mm mesafe bırakılarak alveol kretine yerleştirilmiştir.

Tablo 3-1: Çene modeli üzerinde implantların bulunduğu lokalizasyonlar

Çene modelleri	İmplantların Lokalizasyonları		
1. model	1M (kantilever)	2PM (implant)	1PM (implant)
2. model	1M (implant)	2PM (gövde)	1PM (implant)
3. model	1M (implant)	2PM (implant)	1PM (implant)
4. model	1M	2PM (implant)	1PM (implant)



Şekil 3-8: Modeller üzerinde implant yerlerinin dağılımı

M1: implantların premolar dişleri bölgelerine yerleştirildiği ve kantilever kullanıldığı birinci model,

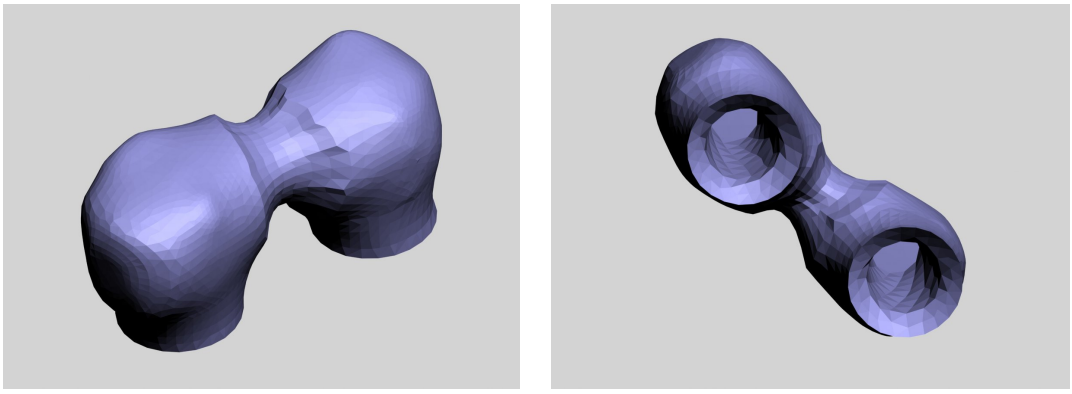
M2: implantların 1PM ve 1M dişleri bölgelerine yerleştirildiği ve gövde kullanıldığı ikinci model,

M3: implantların her 3 diş bölgelerine de yerleştirildiği model,

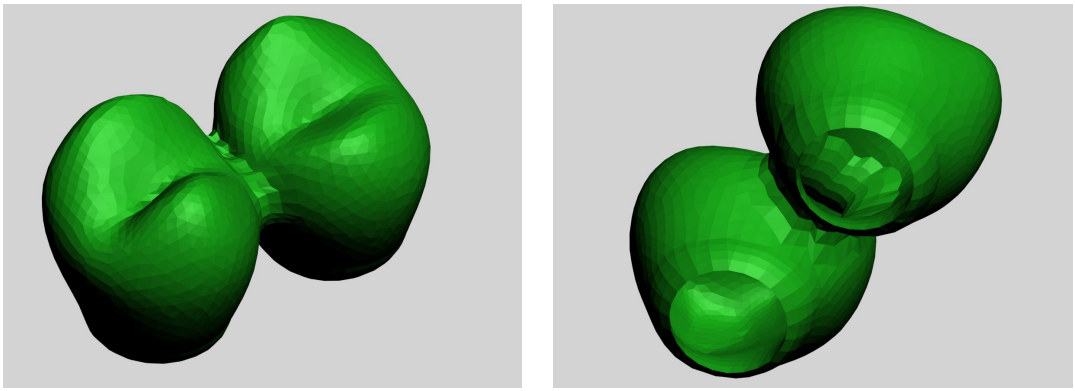
M4: implantların sadece premolarlar diş bölgelerine yerleştirildiği ve arkın kısa bırakıldığı modeli göstermektedir.

3.1.4. İmplant Üstü Protezlerin Modellenmesi

Çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak metal destekli porselen restorasyonlar seçilmiştir. İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) [140] (Şekil 3-9), üst yapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) [140] (Şekil 3-10) kullanılmıştır. Metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlanmıştır [140]. Kuronların modellenmesinde Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan [145] yararlanılmıştır. Koping ve post arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden ötürü, analize maksimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edilmiştir.



Şekil 3-9: Protezlerin alt yapısında kullanılan krom-kobalt alaşımının modellenmesinin görüntüleri



Şekil 3-10: Protezlerin üst yapısı olarak kullanılan feldspatik porselenin modellenmesinin görüntüleri

3.2. Analizi Yapılacak Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3-2'de verilmiştir.

Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Modeller	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
1. Model	243,986	44,589
2. Model	222,633	48,023
3. Model	248,634	48,958
4. Model	171,726	31,668

3.3. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, Rhinoceros (Robert McNeel & Associates USA) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra, analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor, Inc. USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş implantları ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3-3).

Tablo 3-2: Çalışmamızda Kullanılan Materyallerin Değerleri

Materyal	Elastiklik Modülü (Gpa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Titanyum	110	0.35	[52,140,151,152]
Kortikal Kemik	13.7	0.3	[52,140,151,153,154]
Trabeküler Kemik (D3)	1.37	0.3	[140,52,153]
Krom-Kobalt Alaşımı	218	0.33	[52,140]
Feldspatik Porselen	82.8	0.35	[52,140]

Çalışmamızda oluşturulan modellerin tümünün, homojen ve izotropik yapıda olduğu kabul edilmiştir.

3.4. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin birbirine, diş implantları ile çene kemiği, implantlar ile postlar ve postlar ile metal destekli porselen implant üstü protezlerin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edilmiştir. Siman tabakası dikkate alınmamıştır.

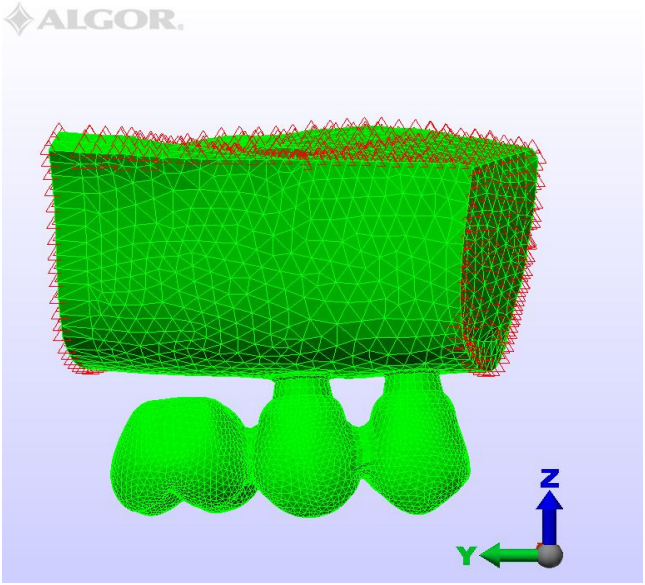
İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

3.4. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler Ve Sınır Koşulları

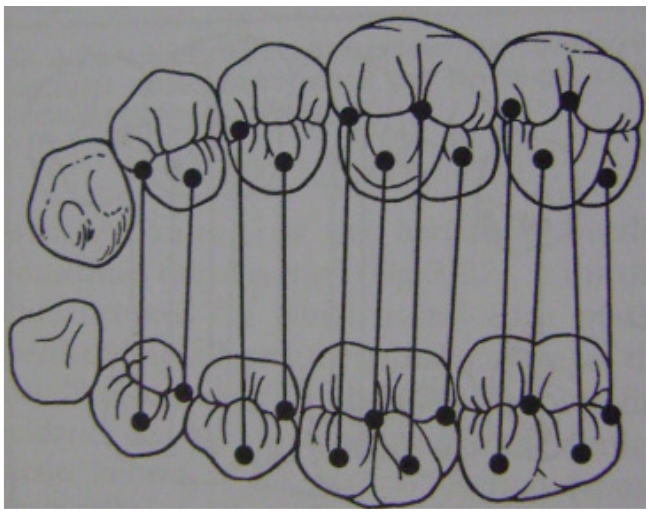
Uzayda duran modelin analiz yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, maksillanın ön, arka ve üst kısımlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil 3-11).

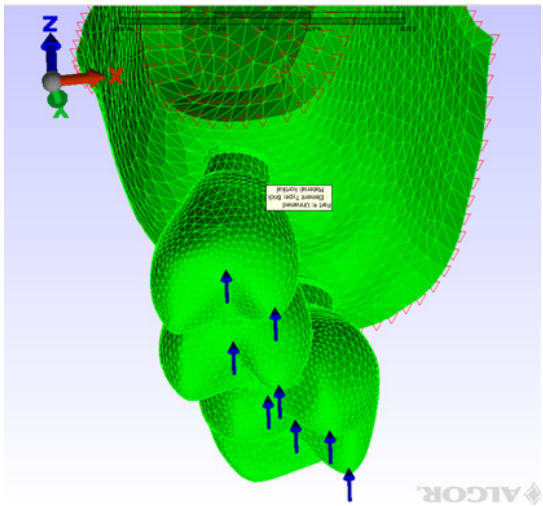
Her bir modelde çiğneme sırasındaki temasları taklit edecek şekilde premolar kuronlarında 2, molar kuronlarında 4 nokta seçilmiştir. Noktasal yükleme tercih edilmiştir. Yüklemeler dikey, yatay ve oblik (45º) olarak yapılmıştır (Şekil 3-13, Şekil 3-14, Şekil 3-15). Dikey yüklemede birinci premolar kuronuna 100 N, ikinci premolar kuronuna 100 N, birinci molar kuronuna 140 N kuvvet uygulanmıştır. Yatay yüklemede birinci premolar ve ikinci premolarlara 30 N, molar kuronuna 45 N kuvvet verilmiştir. Oblik yüklemede birinci premolar ve ikinci premolar kuronlarına 200 N, birinci molar kuronuna 280 N kuvvet uygulanmıştır. Sonuç olarak, dikey yüklemede toplam 340 N, yatay yüklemede 105 N, oblik yüklemede ise 680 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamızda yatay, dikey ve oblik yüklemeler arasında Fy:Fd:Fo = 1:3.5:7 oranı kullanılmıştır. Birçok çalışmada [151,153,155,156] kullanılan bu oran Koolstra ve arkadaşları'nın [157] maksimum muhtemel ısırma kuvvetlerini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelediği çalışmada bulunmuştur. Kuvvetlerin yüklendiği noktalar ise Okeson'un [158] belirttiği oklüzyon temas noktaları alınmıştır (Şekil 3-12).



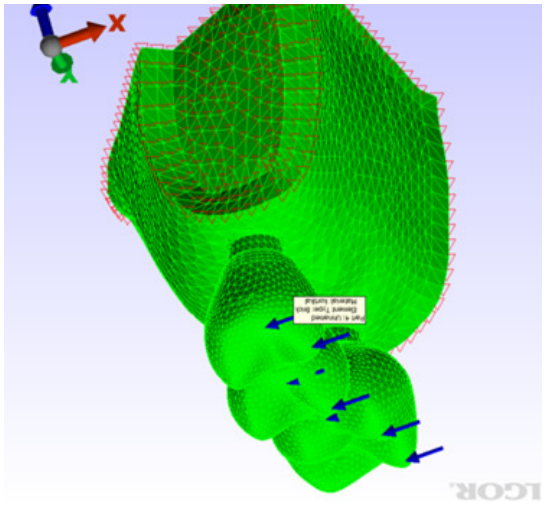
Şekil 3-11: Sınır Koşullarının Belirlenmesi



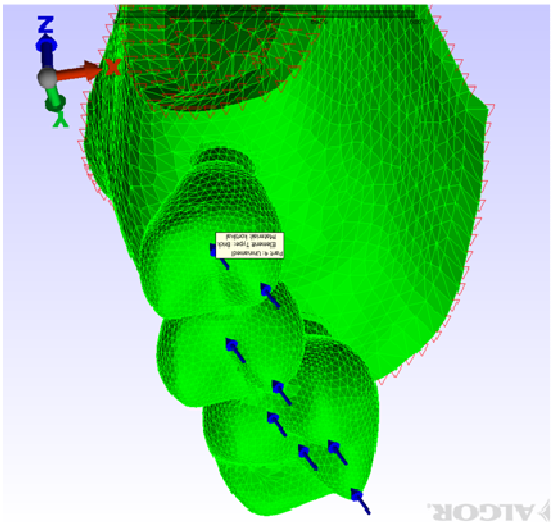
Şekil 3-12: Oklüzyonda Görülen Tipik Kontak Noktaları (158)



Şekil 3-11: Dikey Yönde Yükleme



Şekil 3-12: Yatay Yönde Yükleme



Şekil 3-13: Oblik Yönde Yükleme

4. BULGULAR

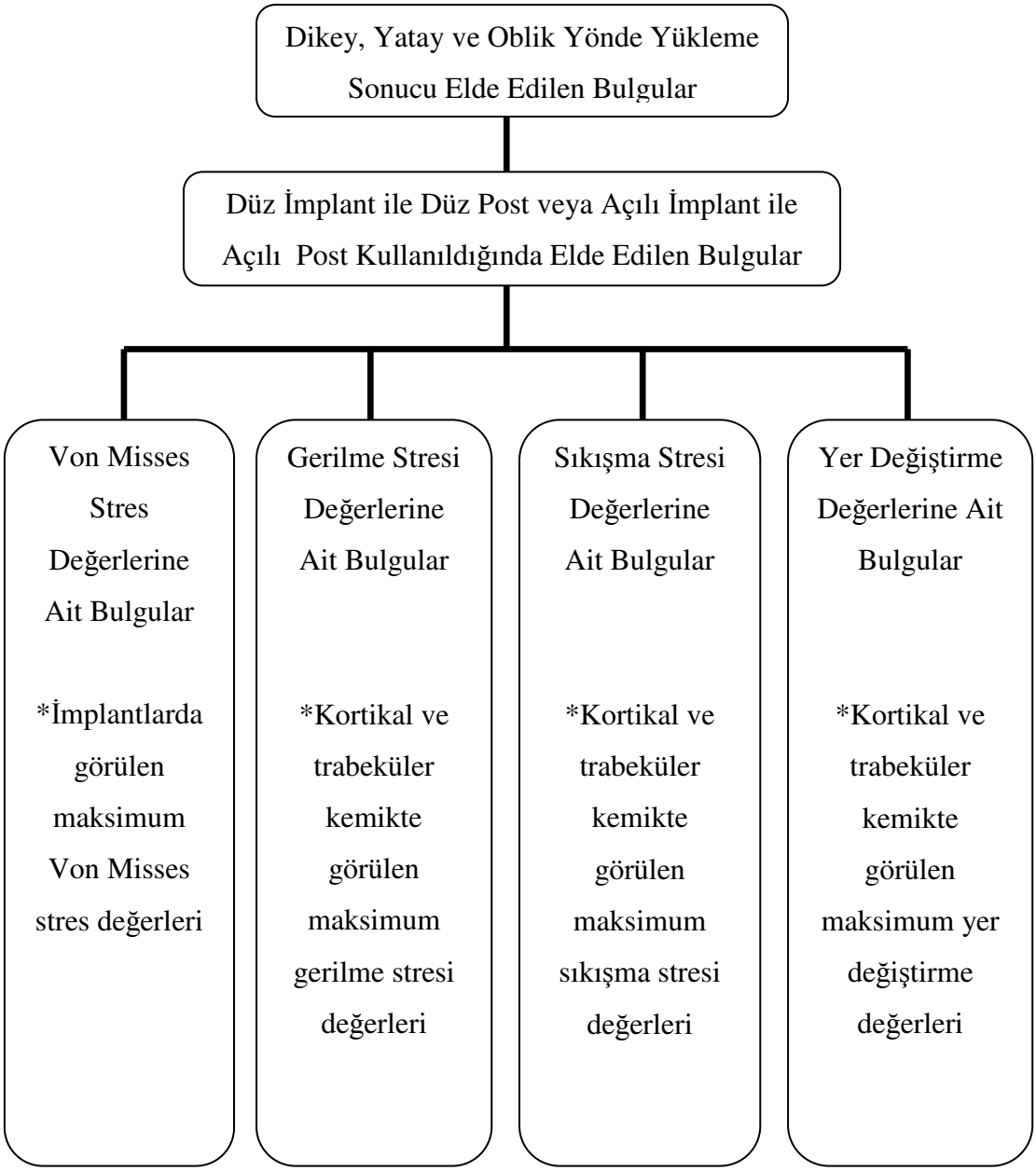
Çalışmamızda, posterior maksillada farklı dağılımlarda yerleştirilen düz veya açılı implantlar üzerine düz veya açılı postlar kullanılarak implant üstü sabit protezler hazırlanmıştır. İmplant üstü sabit protezler üzerine premolarlarda 2 noktadan dikey olarak 100 N, yatay olarak 30 N ve oblik olarak 200 N kuvvet verilmiştir. Molarlarda ise 4 noktadan dikey olarak 140 N, yatay olarak 45 N ve oblik olarak 280 N kuvvet verilmiştir.

Sonlu elemanlar analizleri sonucunda; implantlarda meydana gelen Von Misses stresleri, tüm implant-kemik ara yüzündeki kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmeler incelenmiştir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak olan stres değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılgan özellikteki dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Stres değerlerinden (Maksimum Asal Stres = Gerilme stresi, Minimum Asal Stres = Sıkışma stresi) yararlanılırken, titanyum, çelik gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerlerinden faydalanılmıştır [151]. Von Misses stres değerleri kırılgan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken, bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda bir fikir vermemektedir. Von Misses stres bileşke bir stres değeri olarak kabul edilmektedir.

Von Misses stres, gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmeye ait sonuçlar renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir. Von Misses stres, gerilme stresi ve yer değiştirme değerleri pozitif değerler olup skalanın üst kısmında, sıkışma stresi değerleri ise negatif değerler olup skalanın alt kısmında hem renk koduyla hem sayılarla gösterilmektedir.

Modellerimizden elde edilen verilerin kolay değerlendirilebilmesi için tablolar ve grafikler hazırlanmıştır (Tablo 4-1, Grafik 4-1, Tablo 4-2, Grafik 4-2, Tablo 4-3, Grafik 4-3, Tablo 4-5, Grafik 4-5, Tablo 4-6, Grafik 4-6, Tablo 4-7, Grafik 4-7, Tablo 4-8, Grafik 4-8, Tablo 4-9, Grafik 4-9).



Şekil 4-1: Çalışmadaki bulguların değerlendirilmesi sırasında yararlanılacak akış şeması

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

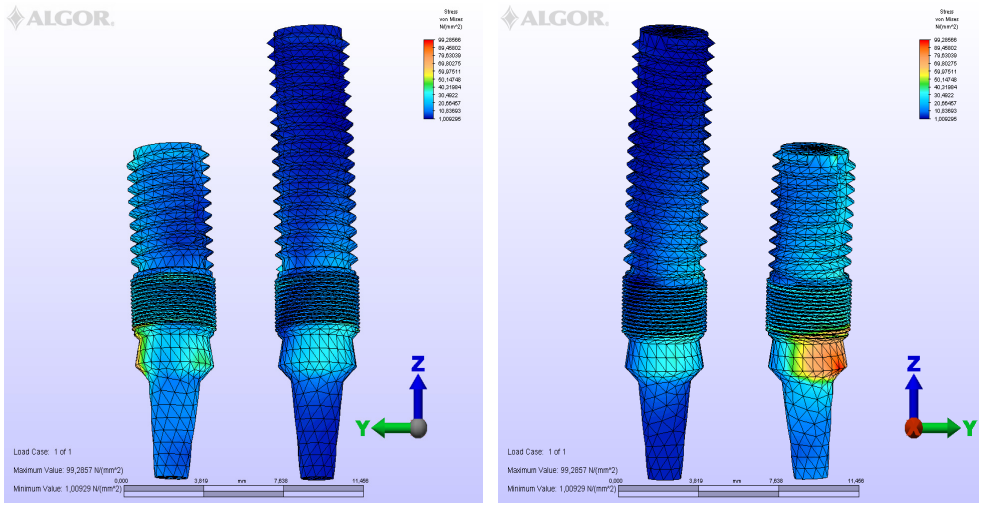
Birinci modelde birinci premolar diş bölgesine **(1PM)** 4.0S*13mm, ikinci premolar diş bölgesine **(2PM)** 4.0S*8mm olmak üzere iki adet implant yerleştirilmiştir. Birinci molar diş bölgesine **(1M)** protetik restorasyonda kantilever oluşturarak birinci molar kuronu elde edilmiştir.

4.1.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulanması sonucu implantlardaki maksimum Von Misses stres değeri 98,91 MPa olarak 2PM implantın postunun disto-palatinal 1/3 boyun bölgesinde saptanmıştır. 1PM implantta en yüksek stres değeri 36,05 MPa palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-1).

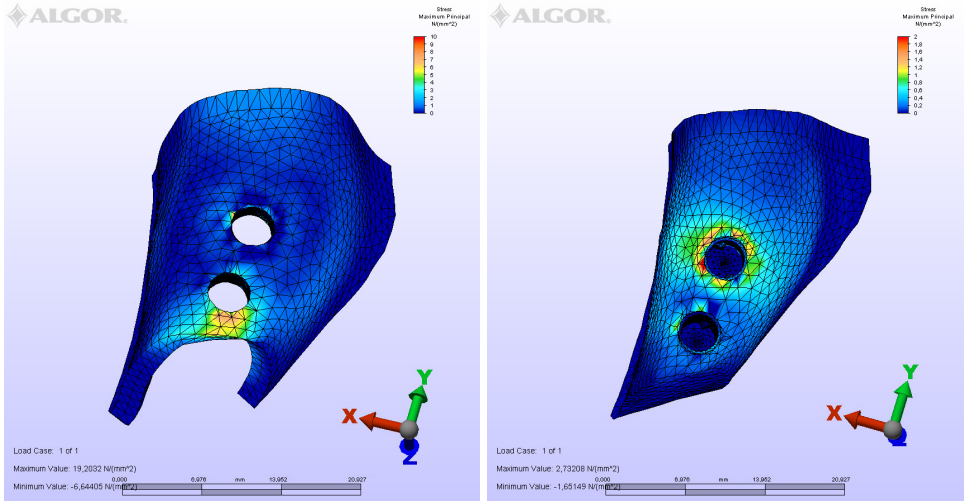


Şekil 4-1: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 1PM implantın mezyal boyun bölgesinde 18,23 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın mezyo-palatinal boyun bölgesinde 3,06 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-2).

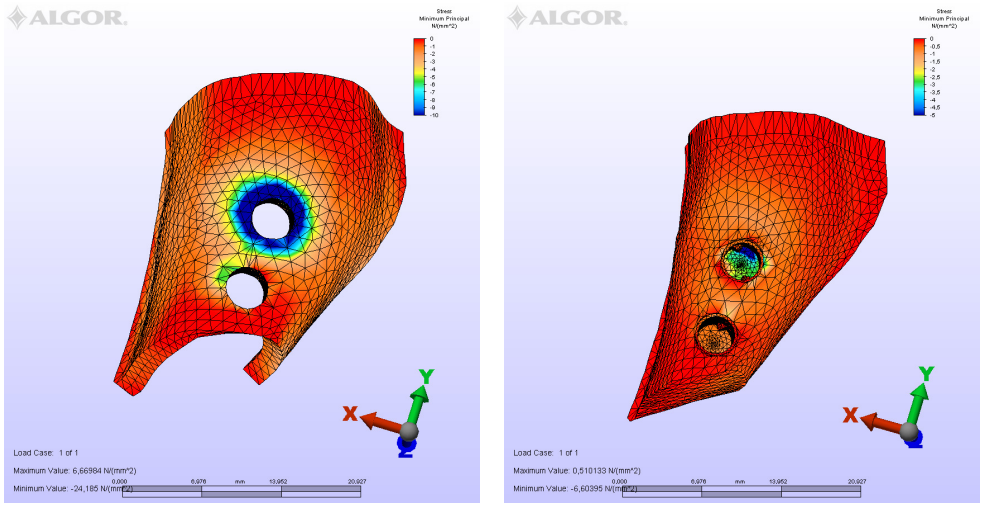


Şekil 4-2: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2PM implantın boyun bölgesinde 22,45 MPa değerinde elde edilmiştir.

Trabeküler kemikte ise implantın apikalinin distalinde 10,36 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-3).

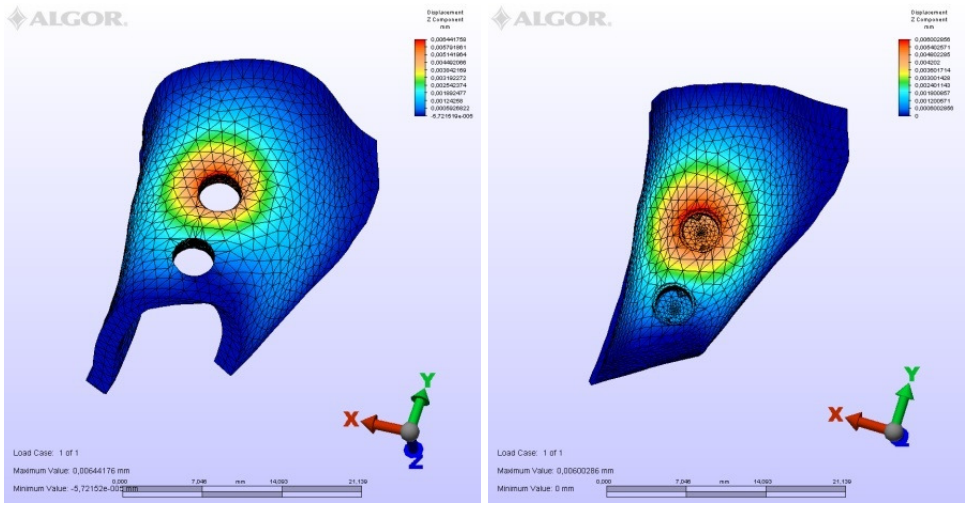


Şekil 4-3: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte meydana gelen maksimum yer değiştirme değeri 0,00644 mm elde edilmiştir.

Trabeküler kemikte bu değer 0,00449 mm olarak aynı bölgede ölçülmüştür. Yer değiştirmenin yönü koronale doğrudur. Yer değiştirme değeri distale gidildikçe yükselmektedir. Yer değiştirmenin yönü apikale doğrudur (Şekil 4-4).

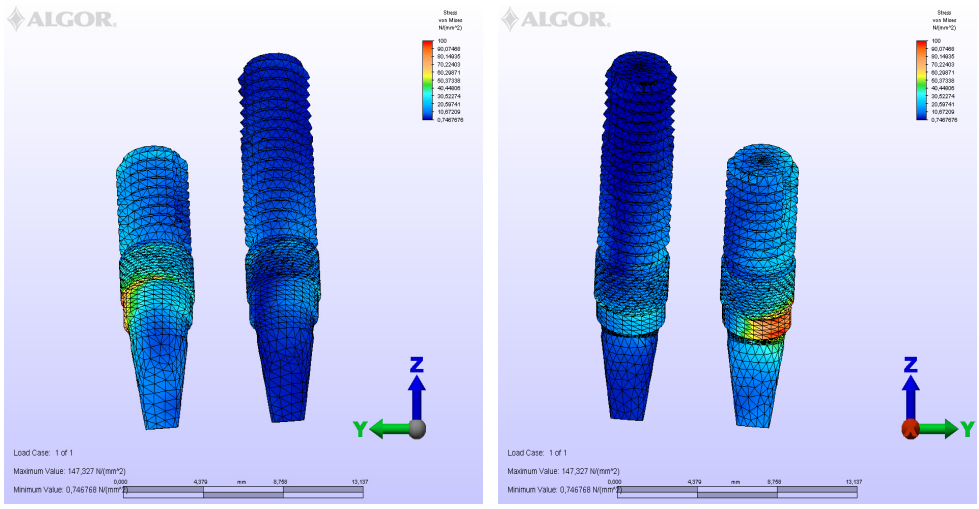


Şekil 4-4: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.1.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 127,32 MPa olarak 2PM implantın disto-palatinal 1/3 boyun bölgesinde bulunmuştur. 1PM implantta ise Von Misses stres değeri 32,1 MPa değerinde implantın boyun bölgesinin palatinalinde görülmektedir (Şekil 4-5).

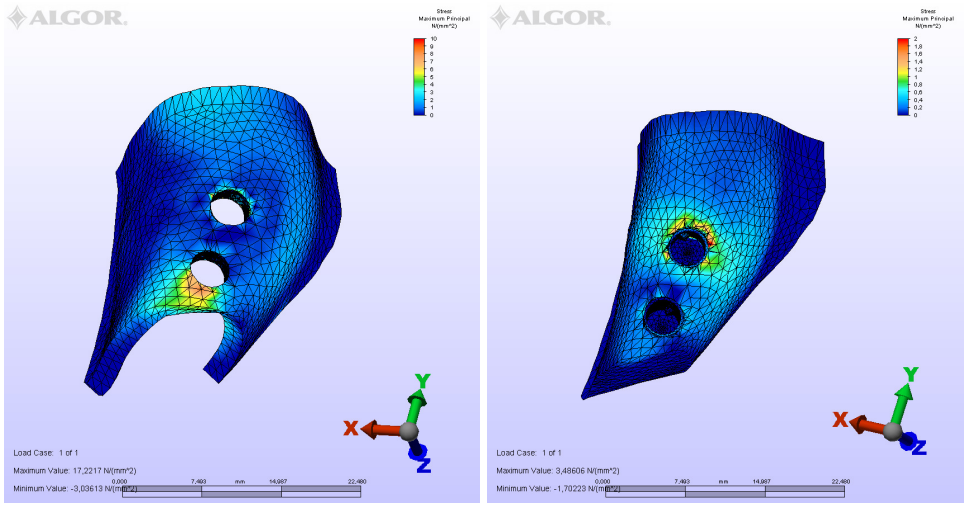


Şekil 4-5: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

20°'lik post kullanıldığında kortikal kemikte, implant boyun bölgesindeki maksimum gerilme stresi değeri 23,67 MPa olarak saptanmıştır. Bu değer 2PM implantın mezyal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 3,99 MPa olarak 2PM implantın disto-vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 4-6).

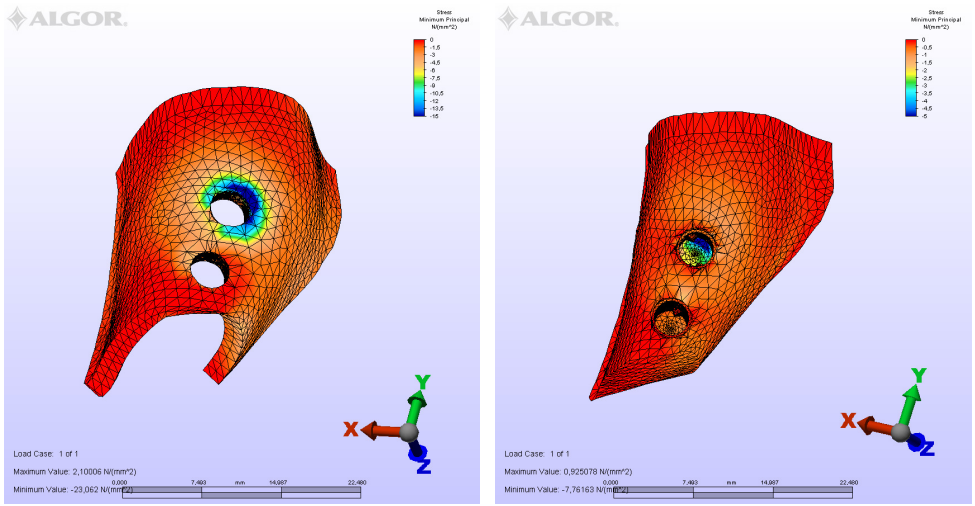


Şekil 4-6: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte maksimum sıkışma değeri 2PM implantın disto-vestibüler boyun bölgesinde 28,37 MPa olarak bulunmuştur.

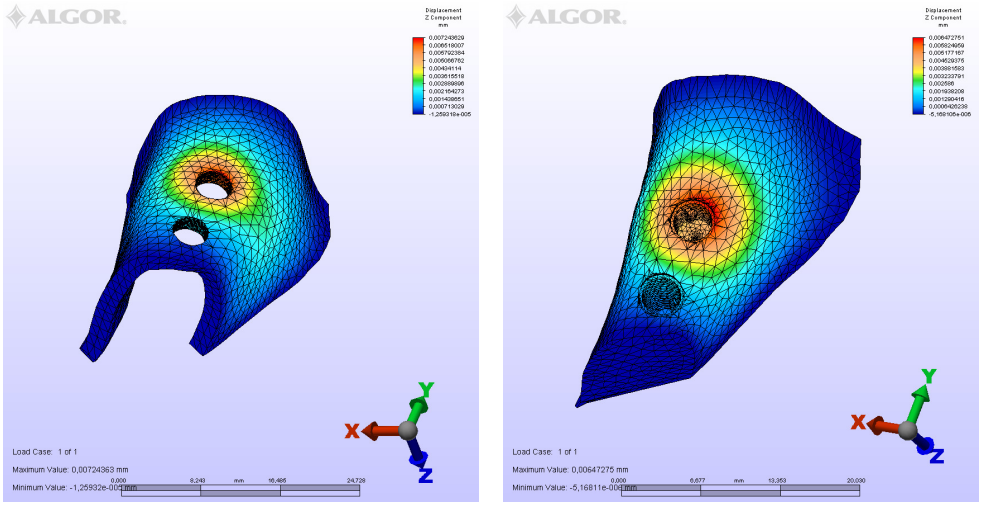
Trabeküler kemikte maksimum sıkışma değeri 2PM implantın apiko-distal bölgesinde 15,88 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-7).



Şekil 4-7: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanılan modelde, maksimum yer değiştirme değeri kortikal kemikte 0,00724 mm olarak 2PM implantın boynunun distal bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte bu değer 0,00641 mm olarak aynı bölgede ölçülmüştür. Yer değiştirmenin yönü koronale doğrudur (Şekil 4-8).



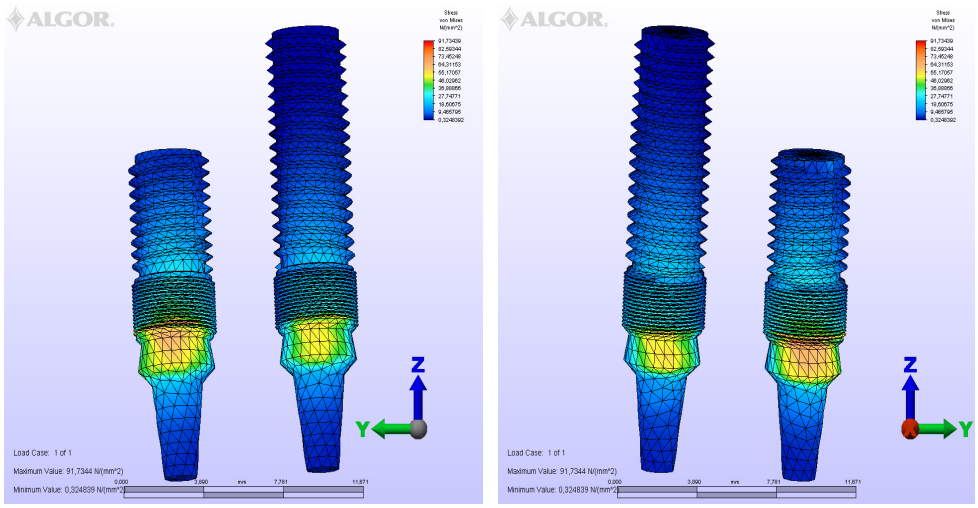
Şekil 4-8: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.1.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 80,95 MPa değerinde görülmüştür. Aynı zamanda 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde de 55,51 MPa değerinde stresler görülmektedir (Şekil 4-9).

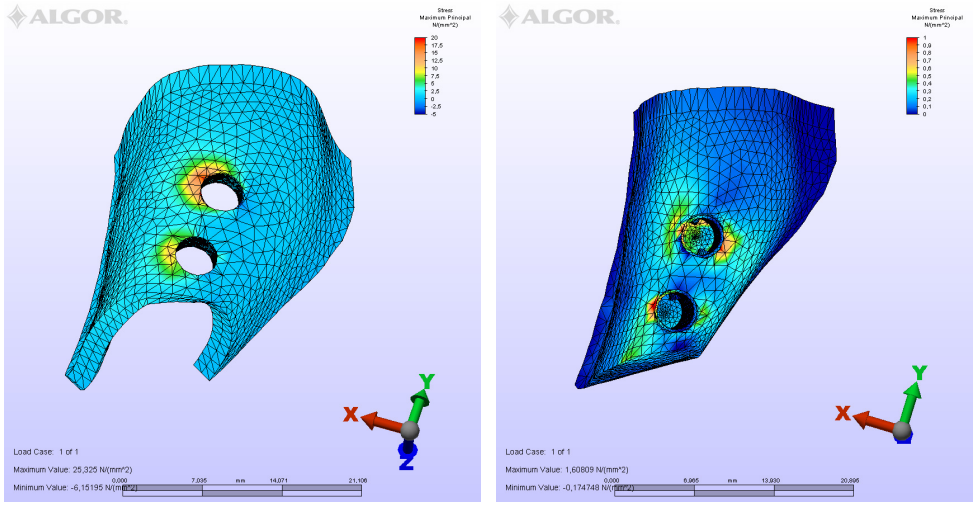


Şekil 4-9: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Premolarlara yatay yönde 2'şer noktadan toplam 30N, molara 4 noktadan toplam 45 N uygulanması sonucu hem 1PM hem 2PM implantlar palatinal boyun bölgelerinde belirgin yüksek gerilme stresleri görülmüştür. Fakat maksimum gerilme stresi değeri olan 15,86 MPa, 2PM implantın palatinal boyun bölgesindeki kortikal kemikte kaydedilmiştir.

Trabeküler kemikte, 1PM palatinal yüzeyinde, 2PM vestibüler boyun bölgesinde ve palatinal apeks bölgesinde, yüksek gerilme stresleri görülmüştür. Fakat en yüksek gerilme stresi 2,24 MPa değerinde 2PM implantın palatinal boyun yüzeyinde saptanmıştır (Şekil 4-10).

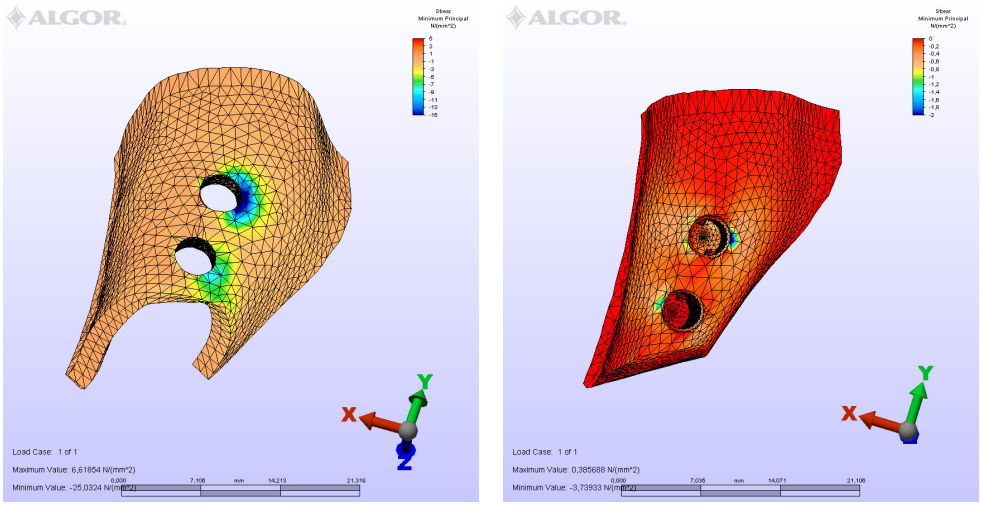


Şekil 4-10: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte maksimum sıkışma stresi değeri 18,91 MPa olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde gözlenmiştir.

Trabeküler kemikte de benzer şekilde maksimum sıkışma stresi 8,16 MPa değerinde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4-11).

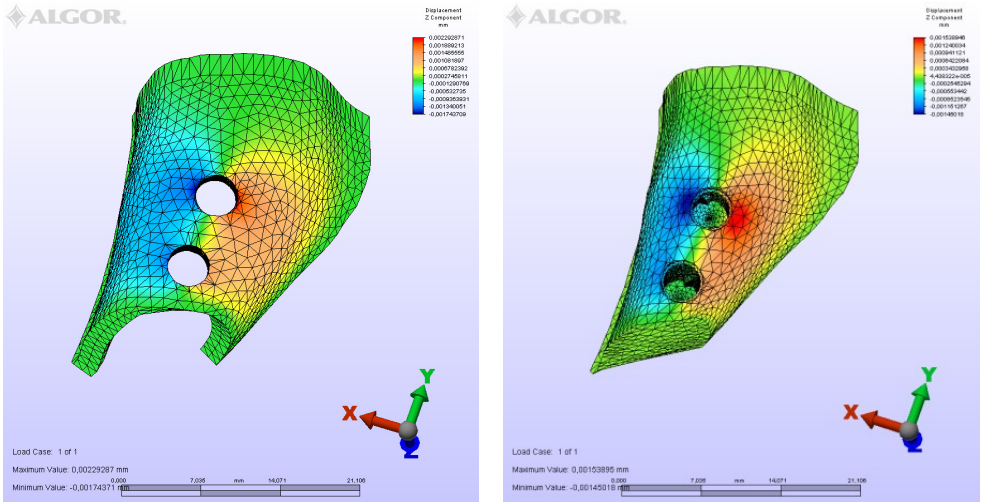


Şekil 4-11: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay yönde kuvvet uygulandığında, kortikal kemikte maksimum 0,00229 mm değerinde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde koronale doğru yer değiştirme görülmüştür.

Trabeküler kemikte maksimum yer değiştirme miktarı 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,00153 mm değerinde ölçülmüştür (Şekil 4-12).

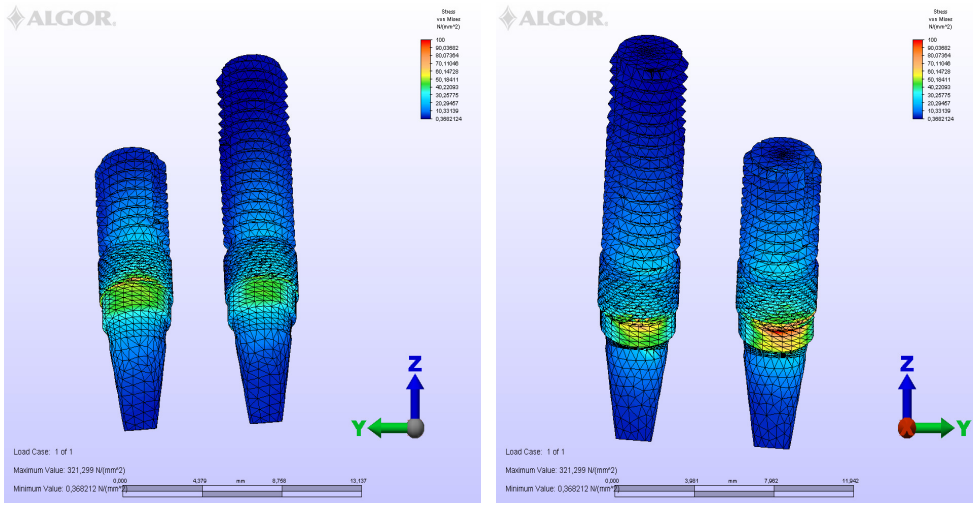


Şekil 4-12: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.1.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay yükleme sonucunda açılı post kullanıldığında implantlarda en yüksek Von Misses stres 2PM implantın tam implant-post birleşim çizgisinde palatinal yüzeyde 97,76 MPa değerinde saptanmıştır. 1PM implantta aynı bölgede 70,97 MPa değerinde stresler kaydedilmiştir (Şekil 4-13).

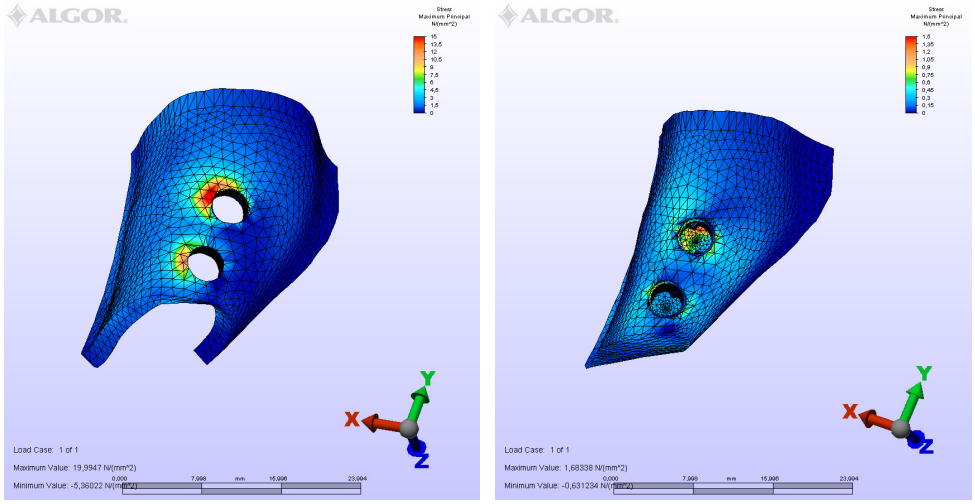


Şekil 4-13: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme sonucu maksimum gerilme stresi 19,99 MPa olarak 2PM implantın palatinal boyun bölgesindeki kortikal kemikte ölçülmüştür.

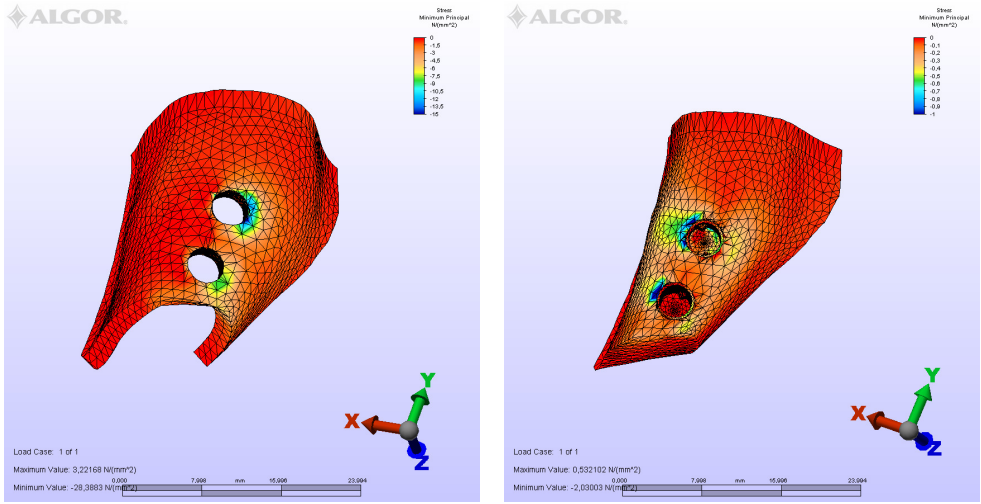
Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri olan 2,95 MPa 2PM implantın distal apeks bölgesinde saptanmıştır (Şekil 4-14).



Şekil 4-14: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

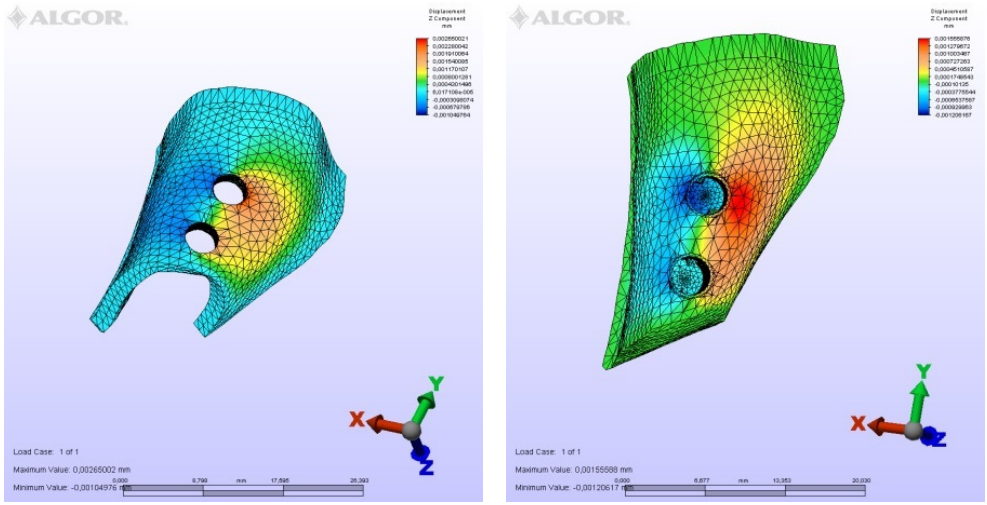
Yatay kuvvet uygulaması sonucu kortikal kemikteki maksimum sıkışma stres değeri 23,18 MPa olarak distal implantın vestibüler boyun bölgesinde oluşmuştur. Trabeküler kemikte en yüksek değer distal implantın palatinal boyun bölgesinde 9,79 MPa olarak gözlenmiştir (Şekil 4-15).



Şekil 4-15: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay yönde yükleme yapıldığında, palatinalden vestibüle doğru artarak koronal yönde maksimum 0,00295 mm'lik bir yer değiştirme olduğu görülmüştür.
Trabeküler kemikte aynı bölgede ve doğrultuda 0,00156 mm'lik yer değiştirme görülmüştür (Şekil 4-16).



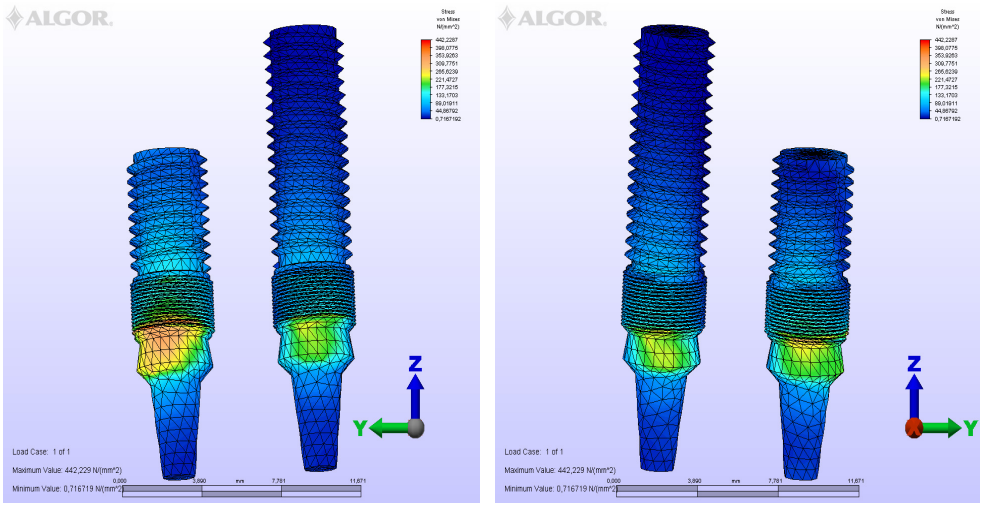
Şekil 4-16: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.1.3. Oblik Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile en yüksek Von Misses stres değeri 309,78 MPa olarak 2PM implantın vestibülünde, implant-post birleşim yerinde görülmüştür. 1PM implantın palatinal yüzeyinde 240,76 MPa değerinde stresler bulunmuştur (Şekil 4-17).

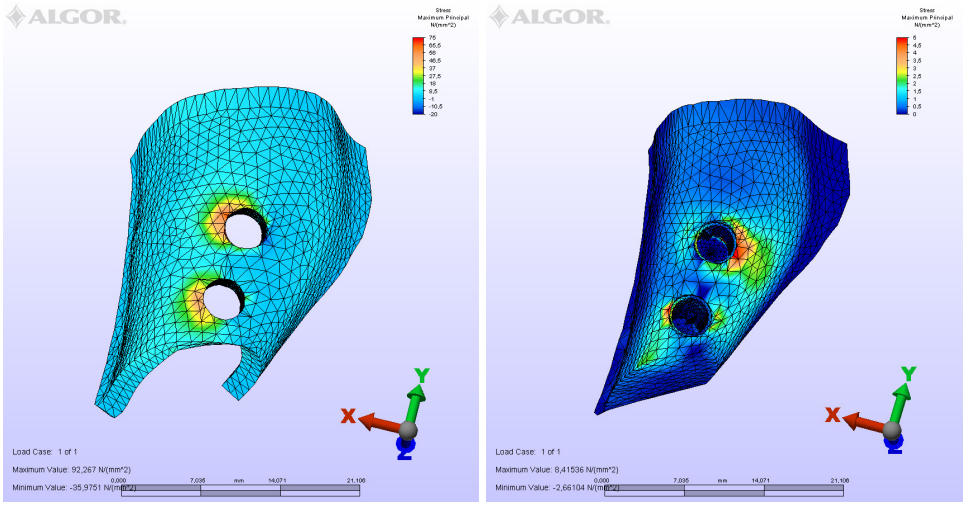


Şekil 4-17: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dişlere 45º açıyla kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 53,98 MPa olarak saptanmıştır. Aynı zamanda 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde de yüksek değerler ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 8,13 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-18).

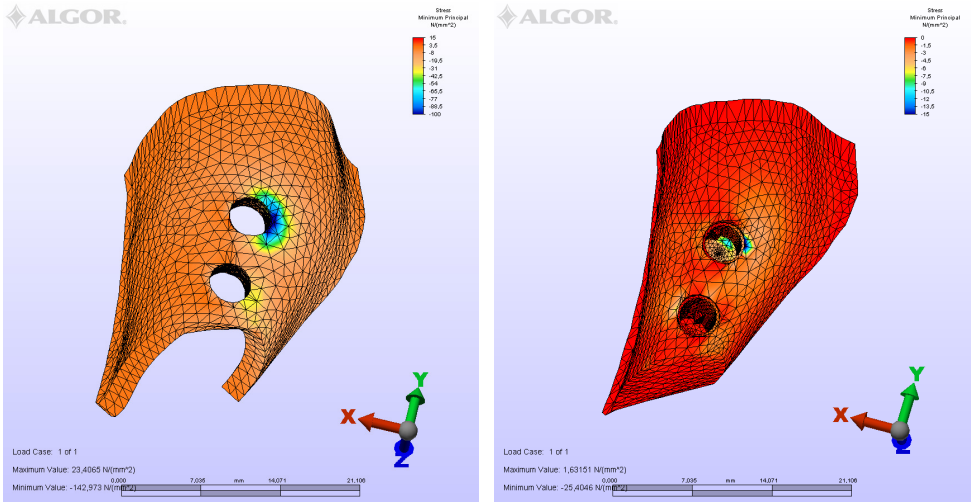


Şekil 4-18: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 63,42 MPa olarak ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte maksimum sıkışma stresi 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 17,76 MPa değerinde ölçülmüştür. Bu implantın disto-apikal bölge daha düşük değerlerde sıkışma stresi tespit edilmiştir (Şekil 4-19).

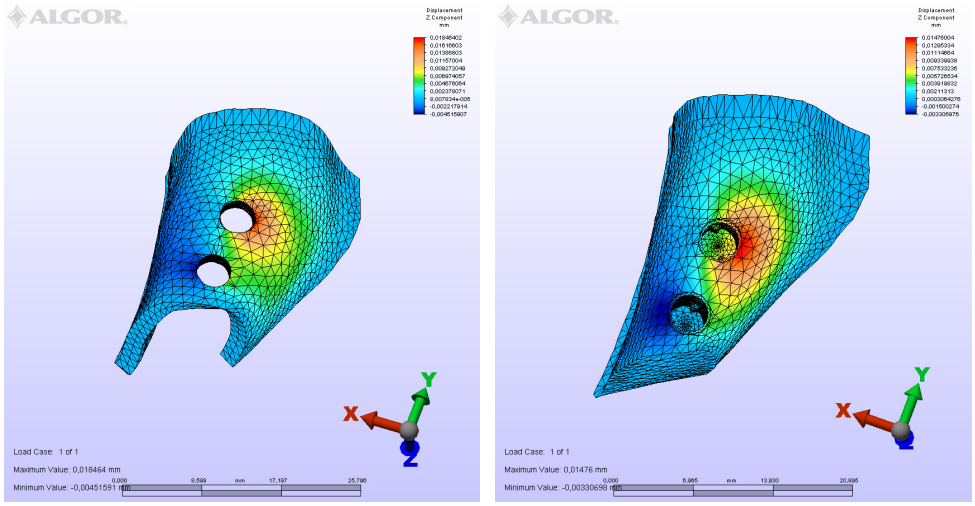


Şekil 4-19: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte maksimum yer değiştirme miktarı 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde koronale doğru 0,01546 mm değerinde ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte bu değer aynı bölgede aynı doğrultuda 0,01471 mm olarak yansımıştır (Şekil 4-20).

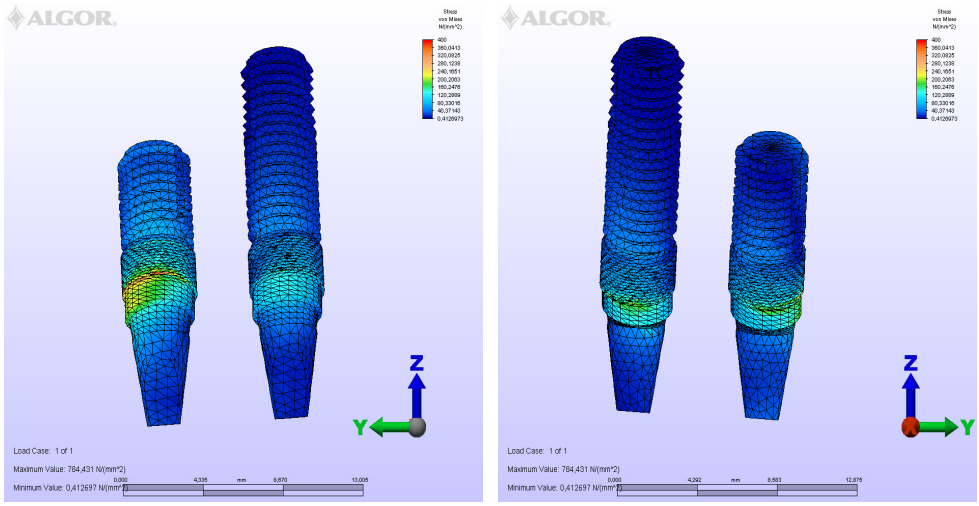


Şekil 4-20: Birinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı

4.1.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen en yüksek Von Misses stres değeri 360,91 MPa olarak 2PM implantın posta birleşim yerinde disto-vestibüler bölgede tespit edilmiştir. 1PM implantta ise palatinal boyun bölgesinde 140,63 MPa değerinde stresler tespit edilmiştir (Şekil 4-21).

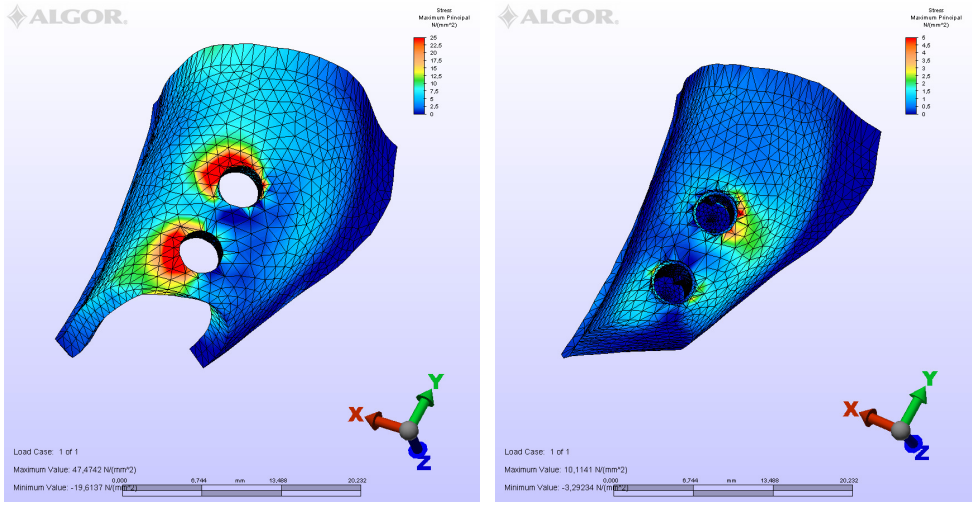


Şekil 4-21: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelenVon Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

20º'lik post kullanıldığında kortikal kemikte, her iki implantın boyun bölgesinde maksimum gerilme stresi değerleri 67,48 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte, implantın boyun bölgesinde maksimum gerilme stresi değeri 9,77 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-22).

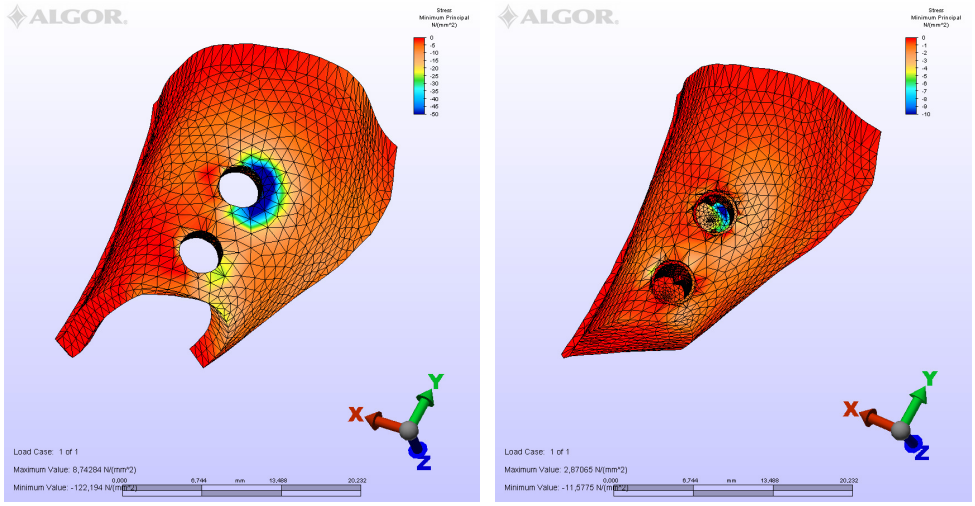


Şekil 4-22: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesi boyunca 79,16 MPa olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikteki maksimum sıkışma stresi 25,34 MPa değerinde 2PM implantın disto-apikal çevresinde görülmektedir (Şekil 4-23).

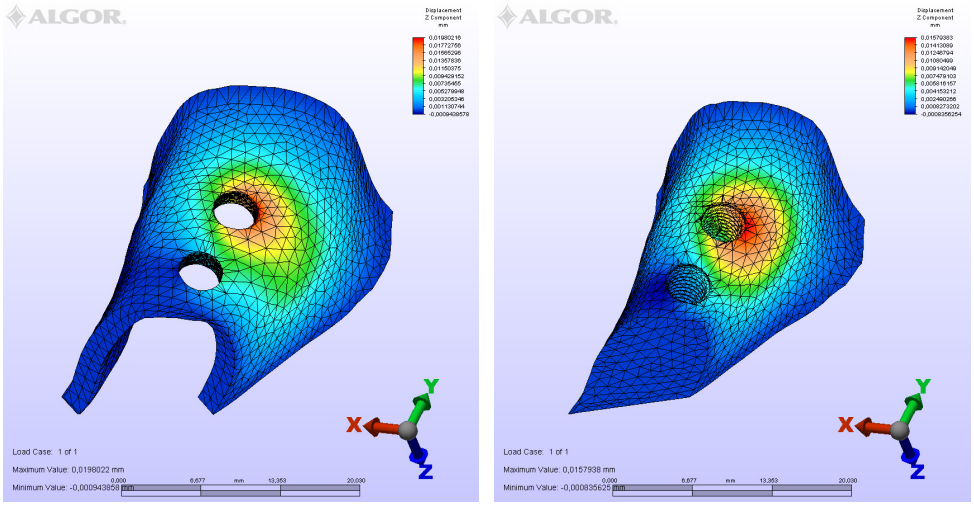


Şekil 4-23: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikteki maksimum yer değiştirme 0,01998 MPa değerinde vestibüler boyun bölgesinde koronal yönde saptanmıştır.

Trabeküler kemikte yer değiştirme miktarı 0,01573 MPa değerinde vestibüler boyun bölgesinde koronal yönde tespit edilmiştir (Şekil 4-24).



Şekil 4-24: Birinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı

4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

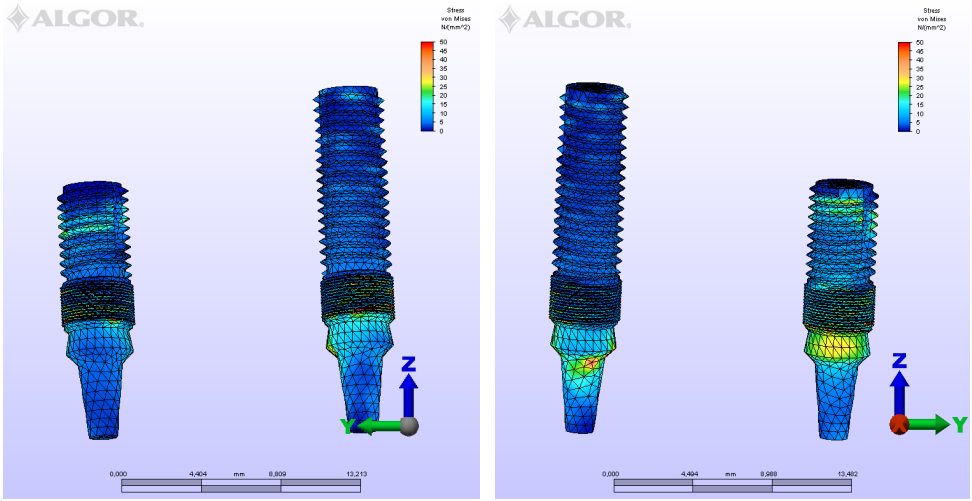
İkinci modelde diş implantları 1PM ve 1M diş bölgelerine yerleştirilmiştir. İki implant üstü konvansyonel protetik restorasyon modellenmiştir. 1M implant, sinüs kortikal kemik tabakasına dayanmıştır. Böylece bu implantta bikortikal fiksasyon sağlanmıştır.

4.2.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.2.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 65,75 MPa olarak 1PM implantın palatinal post bölgesinde bulunmuştur. 1M implantta en yüksek stres palatinal boyun bölgesinde 30,51 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-25).



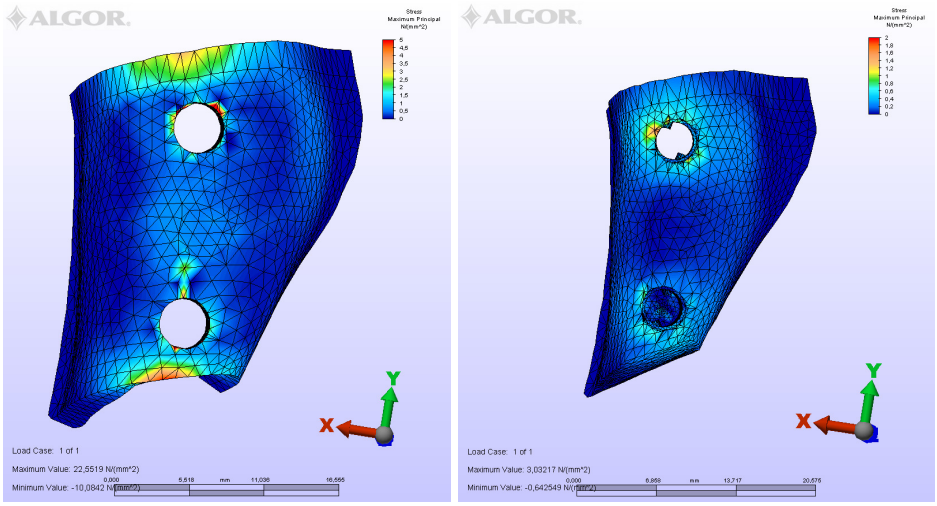
Şekil 4-25: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yönde kuvvet uygulanması sonucu maksimum gerilme stresi değeri 13,15 MPa, distal implantın disto-palatinal boyun bölgesinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 1,97 MPa olarak distal implantın disto-palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-26).

1M implantın apeksinin sinüs tabanındaki kortikal kemiğine penetre olduğu bölgede en yüksek gerilme stresi değeri 4,14 MPa olarak vestibüler apikal yüzeyde bulunmuştur (Şekil 4-29).



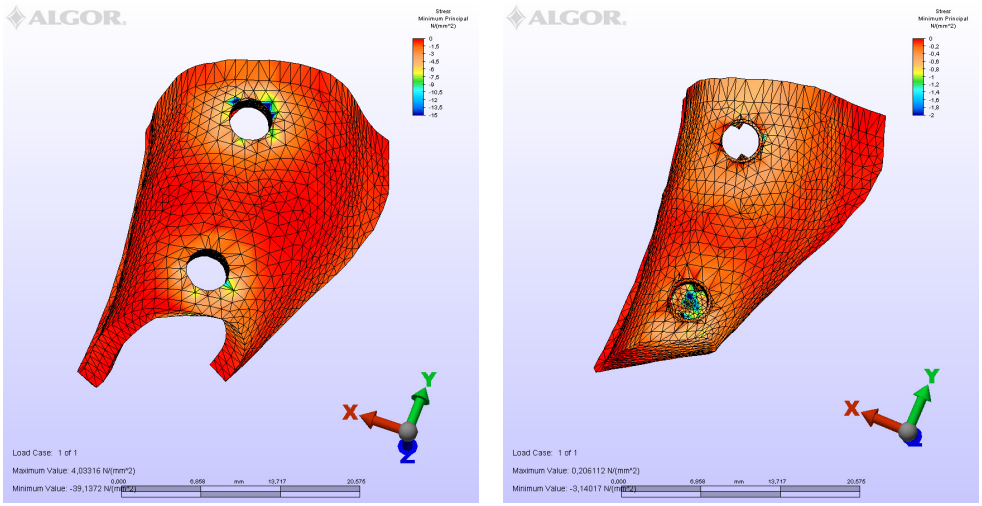
Şekil 4-26: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yükleme ile 1M implantta kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri distal boyun bölgesinde 12,56 MPa olarak tespit edilmiştir.

Trabeküler kemikte maksimum sıkışma stresi 1PM implantın apeksinde 6,27 MPa değerinde görülmüştür (Şekil 4-27).

Sinüs tabanındaki kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 1M implantın palatinal apeks bölgesinde 8,14 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-29).

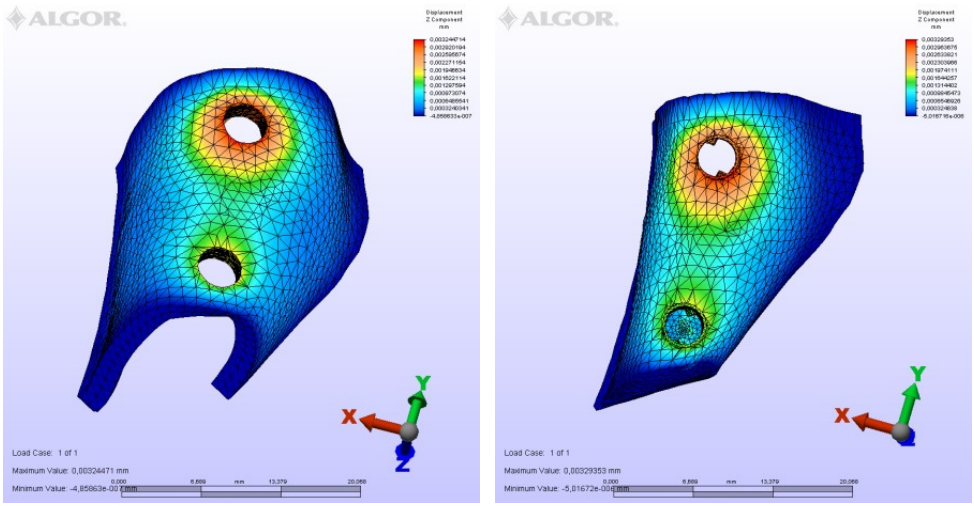


Şekil 4-27: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

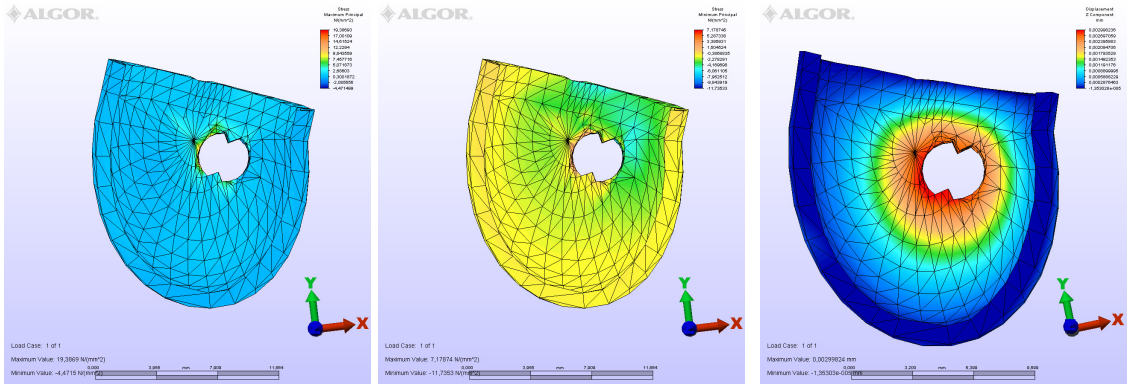
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Maksimum yer değiştirme kortikal kemikte 0,00324 mm, trabeküler kemikte ise 0,00268 mm değerinde distal implantın boyun bölgesinde ölçülmüştür. Yer değiştirmenin yönü kret tepesinden sinüs boşluğuna doğrudur (Şekil 4-28).

Sinüs kortikal kemikte görülen en yüksek yer değiştirme değeri 0,00291 mm olarak koronal yönde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4-29).



Şekil 4-28: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

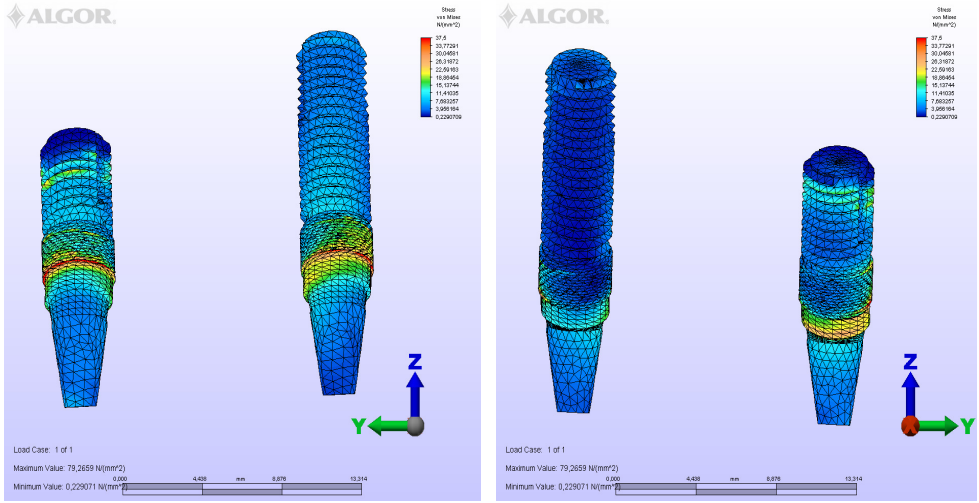


Şekil 4-29: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi yer değiştirmenin dağılımı

4.2.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile en yüksek Von Misses stres değeri 79,28 MPa olarak 1M implantın postla birleştiği yerinde palatinal yüzeyde saptanmıştır. 1PM implantta implant-post birleşim yerinde vestibüler yüzeyde 49,53 MPa değerinde stres tespit edilmiştir (Şekil 4-30).



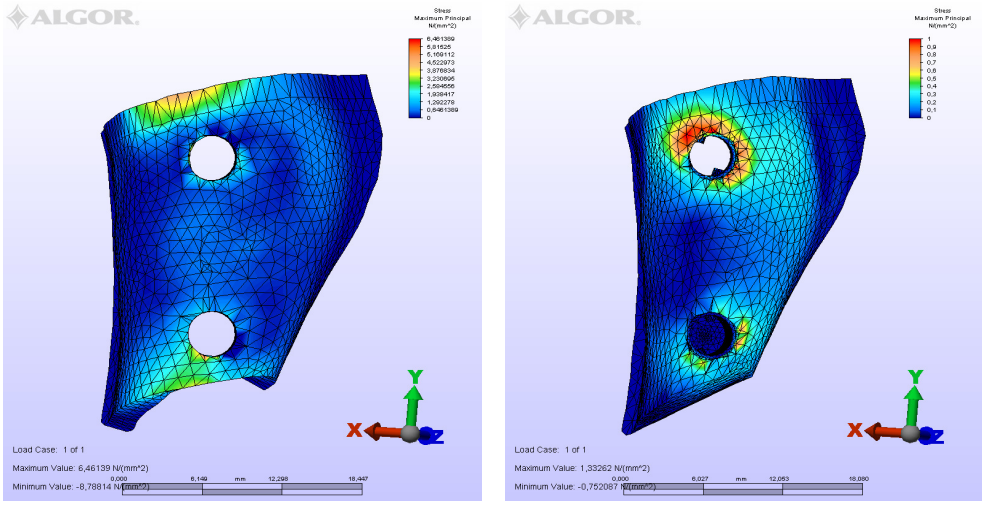
Şekil 4-30: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

İmplantlara dikey kuvvet uygulandığında kortikal kemikte 1M implantın boyun bölgesinde 16,48 MPa bulunmuştur.

Trabeküler kemikte ölçülen maksimum değer 2,35 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4-31).

Sinüs tabanındaki kortikal kemikte en yüksek değer 1M implantın apeksinin vestibüler bölgesinde 5,39 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-34).



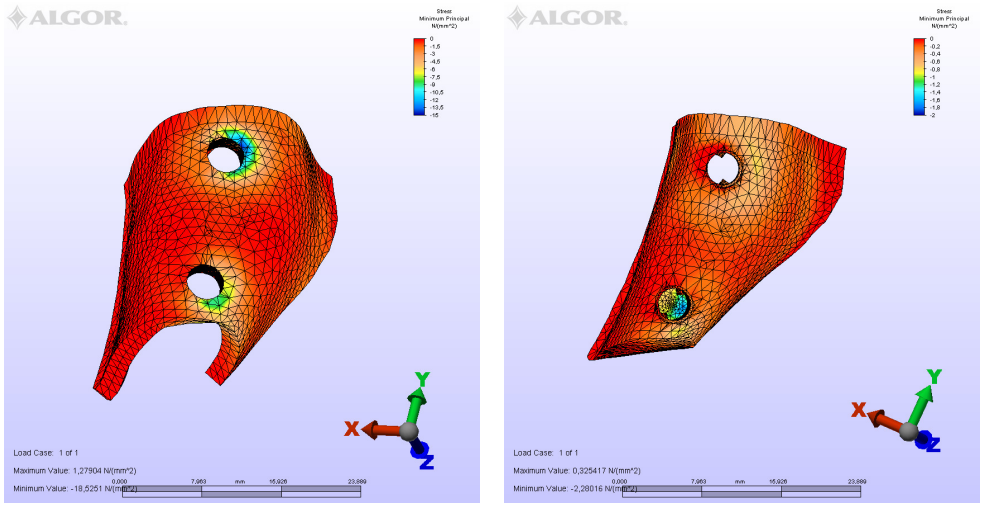
Şekil 4-31: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanılması ile 1M implant bölgesindeki kortikal kemikte maksimum sıkışma stresleri implantın disto-vestibüler boyun bölgesinde 16,59 MPa değerinde ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stres değeri 1PM implantın apeksinin vestibüler yüzünde 10,19 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-32).

Sinüs kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi değeri 11,39 MPa olarak palatinal yüzeyde bulunmuştur (Şekil 4-34).

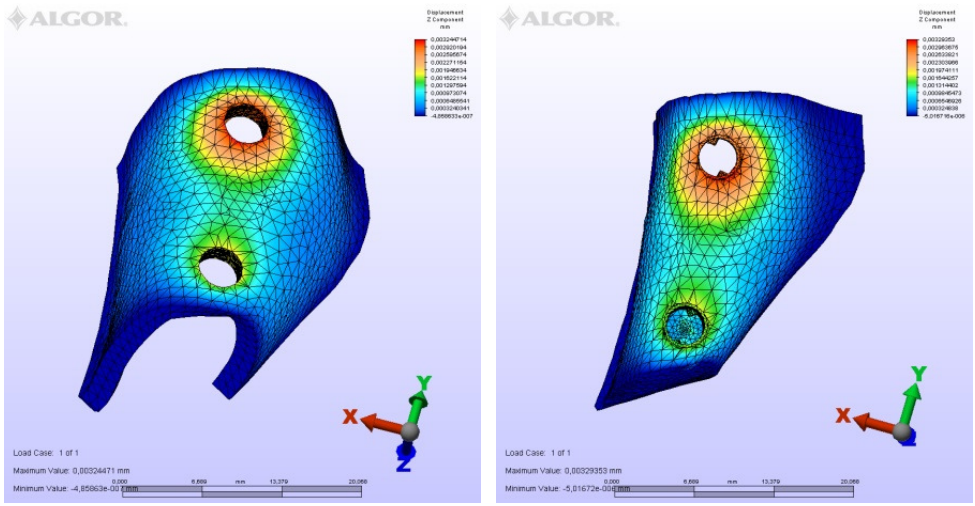


Şekil 4-32: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

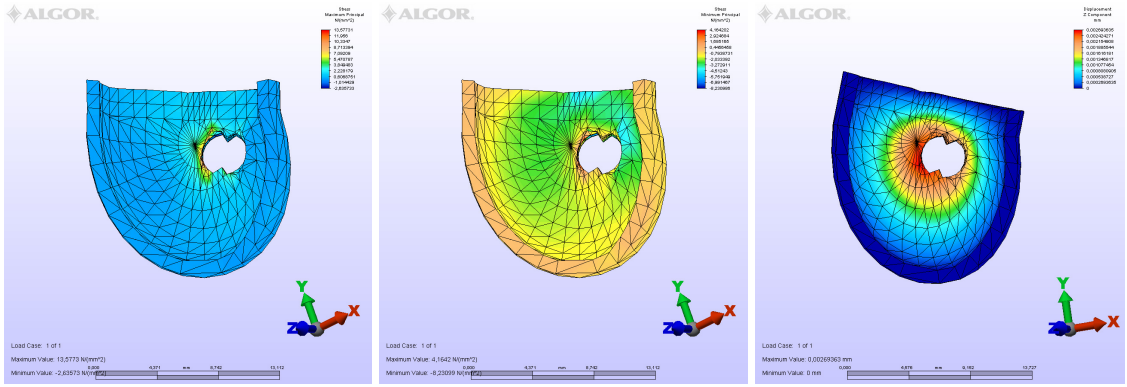
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Maksimum yer değiştirme değeri 0,00374 mm olarak 1M implantın mezyo-vestibülünde bulunmuştur. Trabeküler kemikteki yer değiştirme değeri ise 0,00289 mm olarak bulunmuştur. Yer değiştirmenin yönü distalden mezyale doğru artarak koronal istikametindedir (Şekil 4-33).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek yer değiştirme değeri 0,00262 mm olarak 1M implantın apeksinin vestibülünde koronal yönde bulunmuştur (Şekil 4-34).



Şekil 4-33: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı



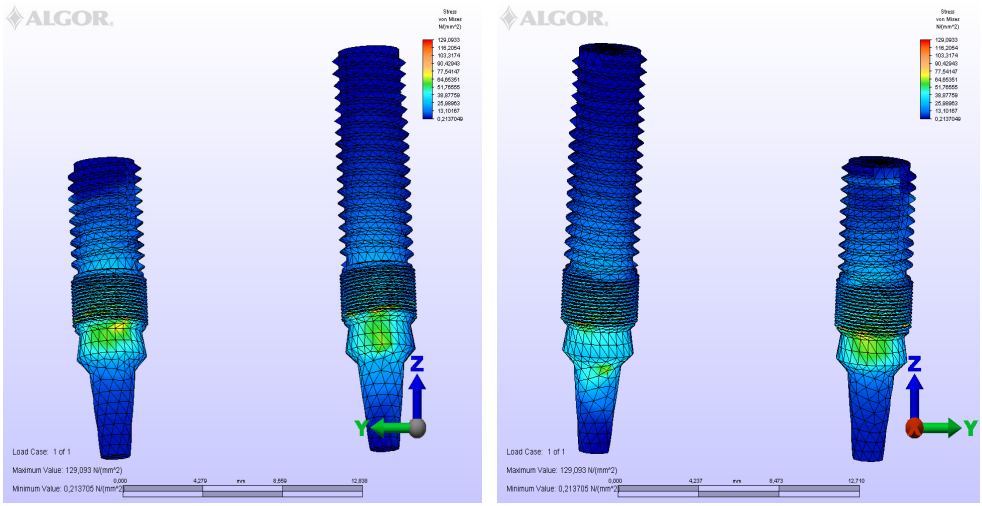
Şekil 4-34: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.2.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.2.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen en yüksek Von Misses stres değeri 50,09 MPa olarak 1M implantın palatinal boyun bölgesinde görülmüştür. 1PM implantın ise palatinal boyun bölgesinde 38,87 MPa değerinde stresler ölçülmüştür (Şekil 4-35).



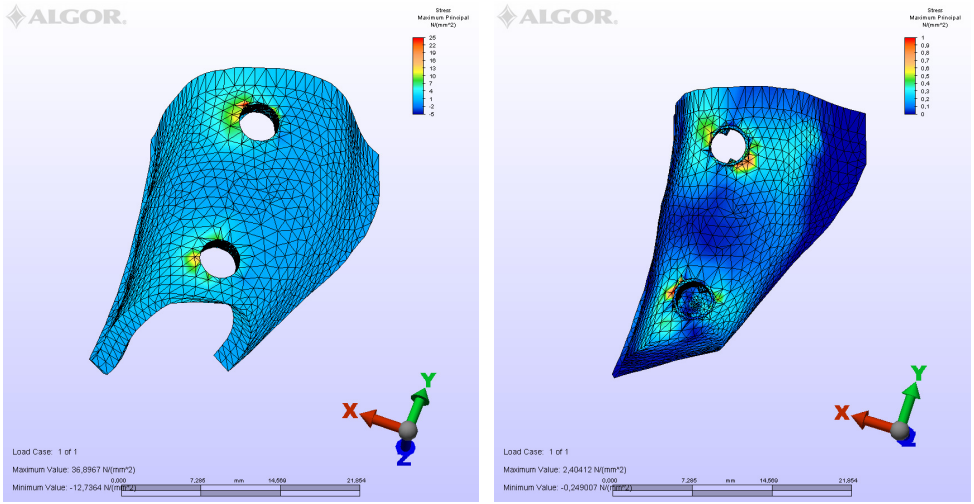
Şekil 4-35: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay kuvvet uygulanması ile kortikal kemikte 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde 10,33 MPa maksimum gerilme stresi değeri saptanmıştır.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde 1,52 MPa değerinde ölçülmüştür (Şekil 4-36).

Sinüs kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın apeksinin vestibül yüzeyinin kortikal kemikle temas ettiği bölgede 2,73 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-39).



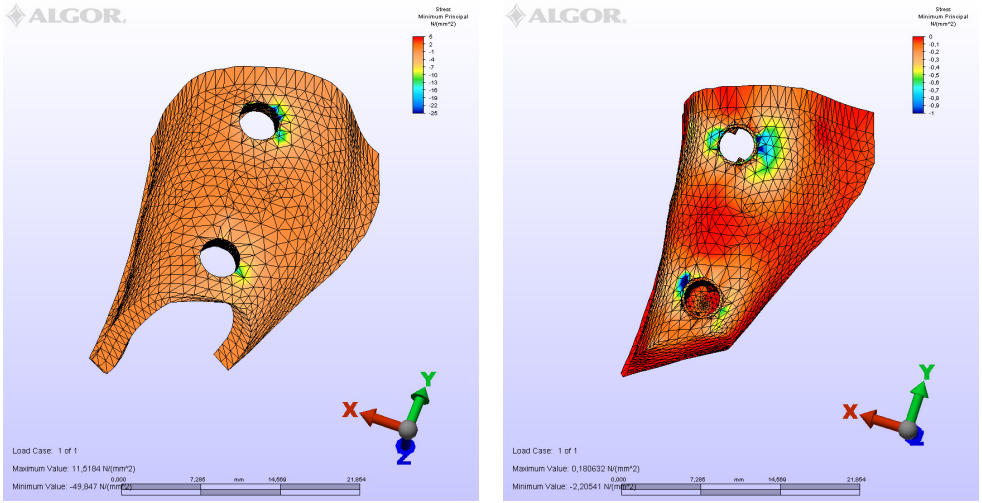
Şekil 4-36: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay kuvvet uygulaması ile kortikal kemikte maksimum sıkışma stresi değeri 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde 9,58 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte maksimum değer 1M implantın boyun bölgesinde 2,15 MPa olarak bulumuştur (Şekil 4-37).

Sinüs kortikal kemiğinde bu değer 1M implantın apeksinin palatinal kortikal kemiğe temas ettiği bölgede 3,05 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-39).

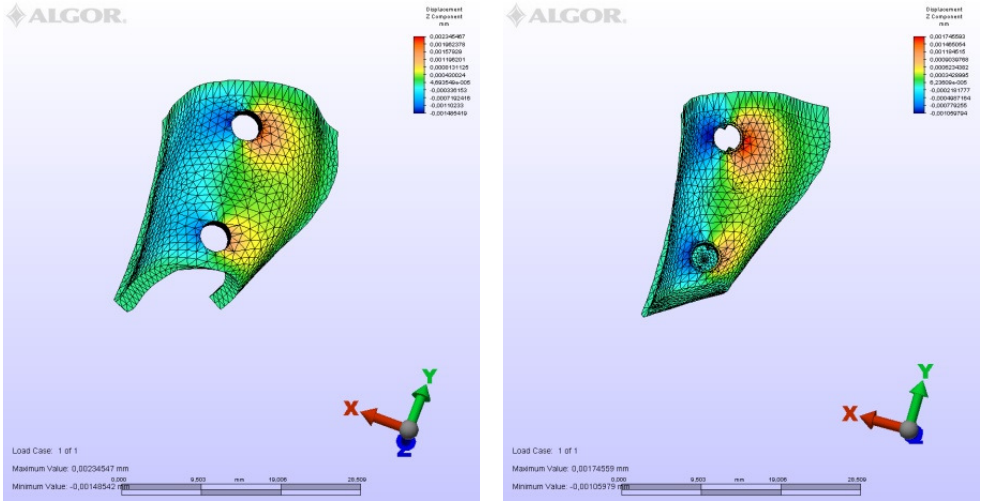


Şekil 4-37: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

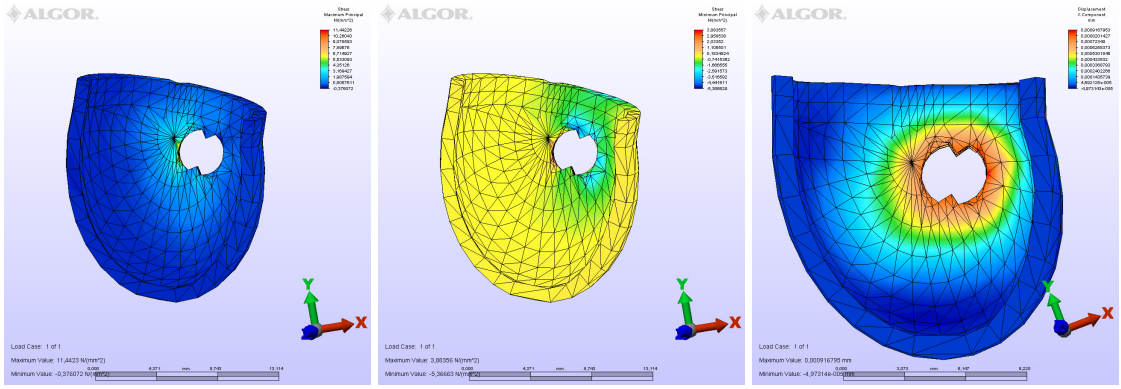
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Yer değiştirme değerleri implantlara yatay yönde yükleme yapıldığında 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,00134 mm değerinde bulunmuştur. Maksimum yer değiştirme kuvvetin uygulandığı yönde palatinalden vestibüle doğru artarak koronale doğru görülmektedir (4-38).

Sinüs kortikal kemiğinde maksimum yer değiştirme palatinalden vestibüle doğru 0,00031 mm değerinde görülmüştür (4-39).



Şekil 4-38: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

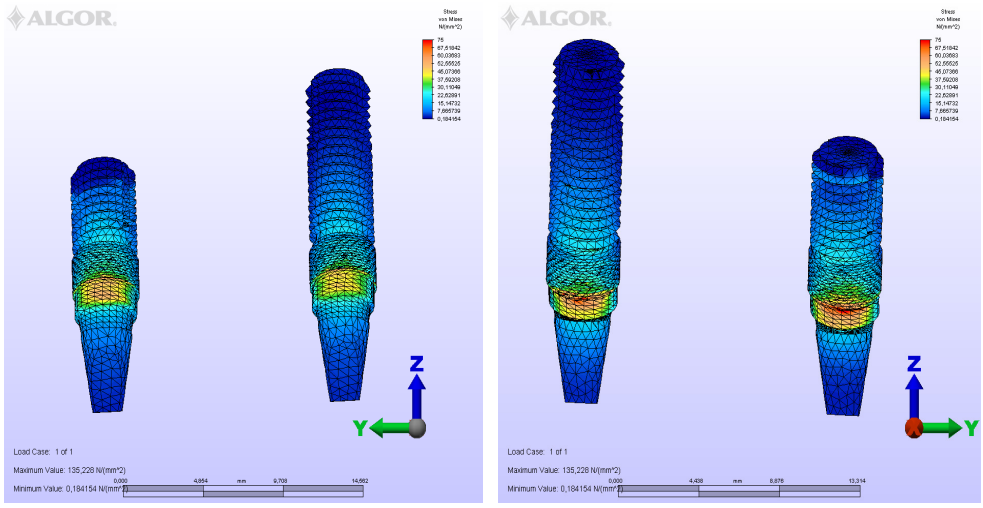


Şekil 4-39: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.2.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile meydana gelen en yüksek Von Misses stres değeri 1M implantın postla birleştiği yerde 58,34 MPa olarak bulunmuştur. 1PM implantta en yüksek stres değeri palatinal boyun bölgesinde 43,03 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-40).



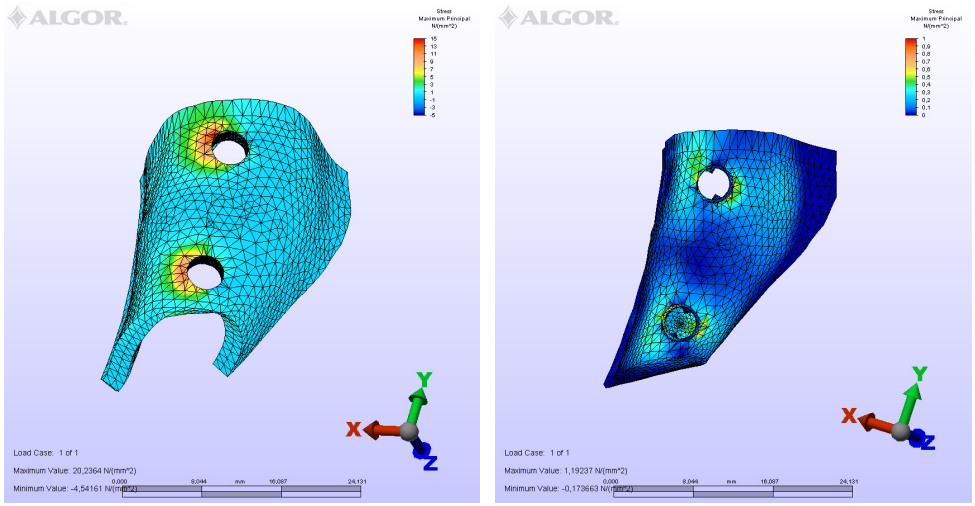
Şekil 4-40: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte maksimum gerilme stresi değeri 13,17 MPa olarak 1M implantın palatinal boyun bölgesinde görülmektedir.

Trabeküler kemikte maksimum değer 1PM bölgesinde yerleştirilen implantın palatinal boyun bölgesinde 1,87 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-41).

1M implantının apikal bölgesinin çevresindeki sinüs kortikal kemikte gerilme stresi değeri vestibüler yüzeyde 3,13 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-44).



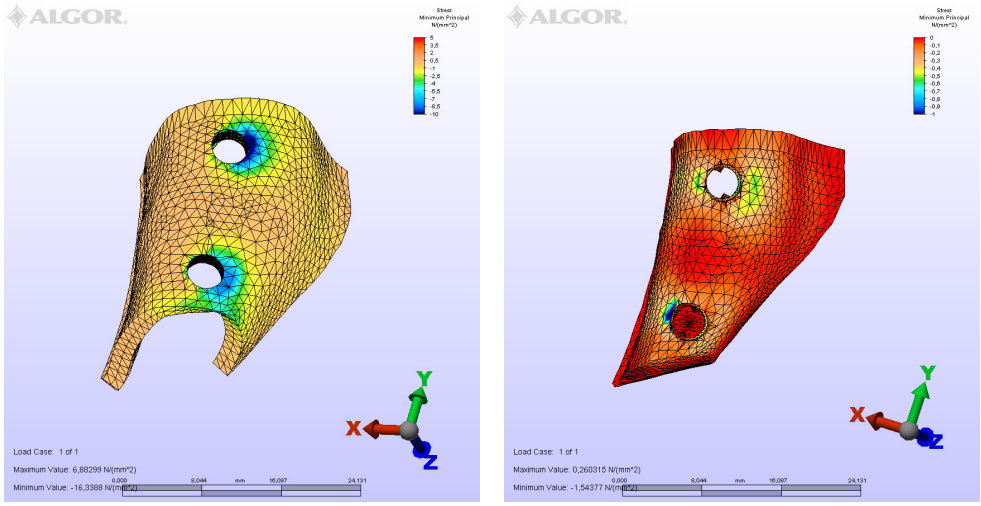
Şekil 4-41: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay yükleme ile kortikal kemikte maksimum sıkışma stresi 1M implantın boyun bölgesinde 13,03 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi değeri 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 5,44 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-42).

1M implantın sinüs tabanının kortikal kemiği içinde bulunduğu bölgede en yüksek sıkışma stresi değeri 6,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-44).



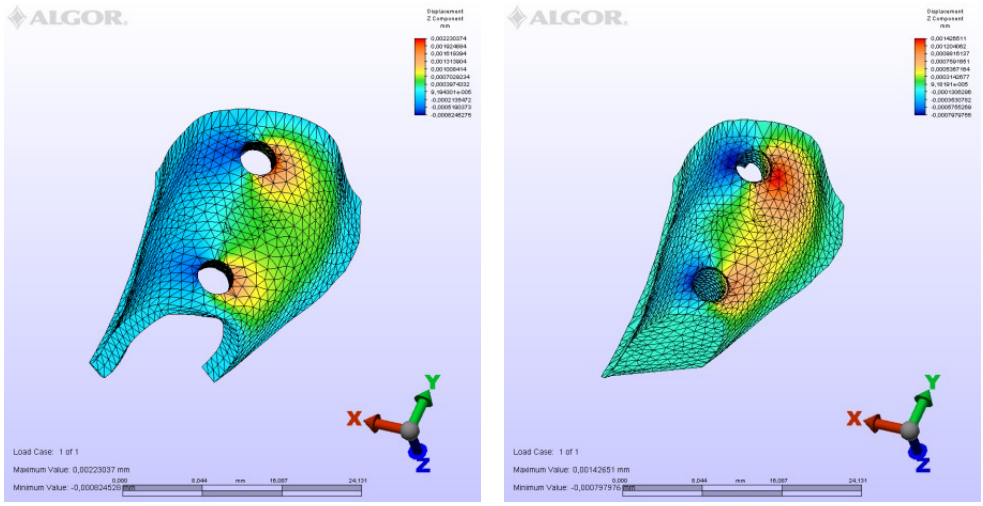
Şekil 4-42: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

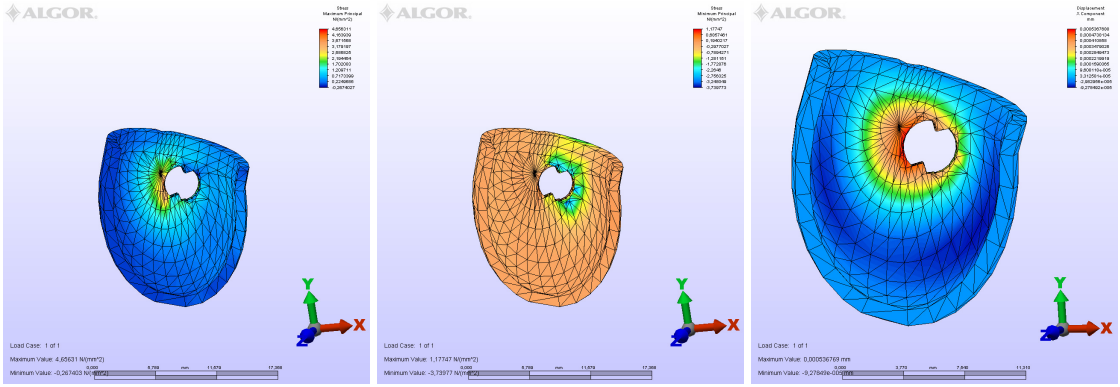
En yüksek yer değiştirme değeri, yatay yönde yükleme yapıldığında 1M implantın palatinalinde kortikal kemikte 0,00183 mm olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek yer değiştirme değeri 1M implantın boyun bölgesinde 0,00141 mm olarak bulunmuştur (Şekil 4-43).

1M implant apeksinin bulunduğu sinüs tabanındaki kortikal kemik yer değiştirme palatinalden vestibüle doğru 0,00053 mm değerinde bulunmuştur (Şekil 4-44).



Şekil 4-43: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı



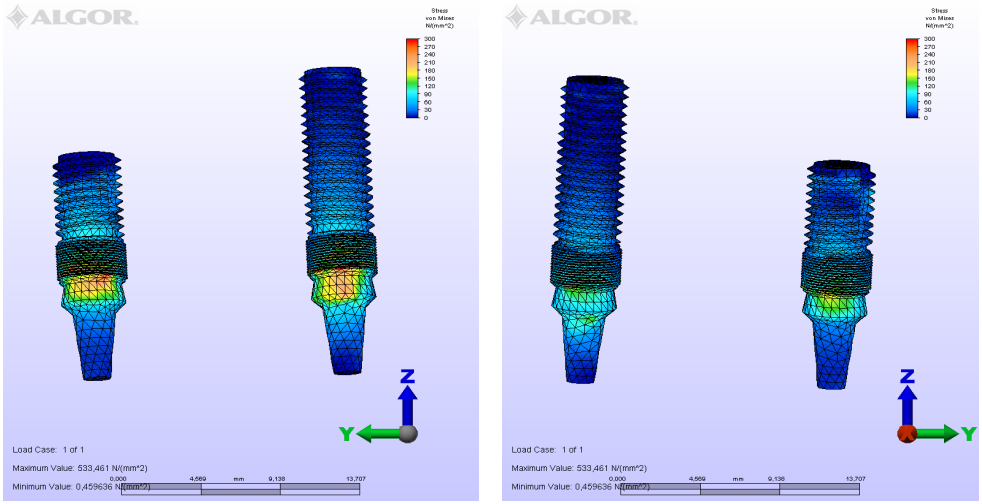
Şekil 4-44: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.2.3. Oblik Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.2.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 1PM implantın boyun bölgesinde 117,08 MPa olarak postla birleştikleri yerinin vestibül yüzeyinde bulunmuştur. 1M implantta ise vestibüler boyun bölgesinde 149,19 MPa değerinde stres ölçülmüştür (Şekil 4-45).



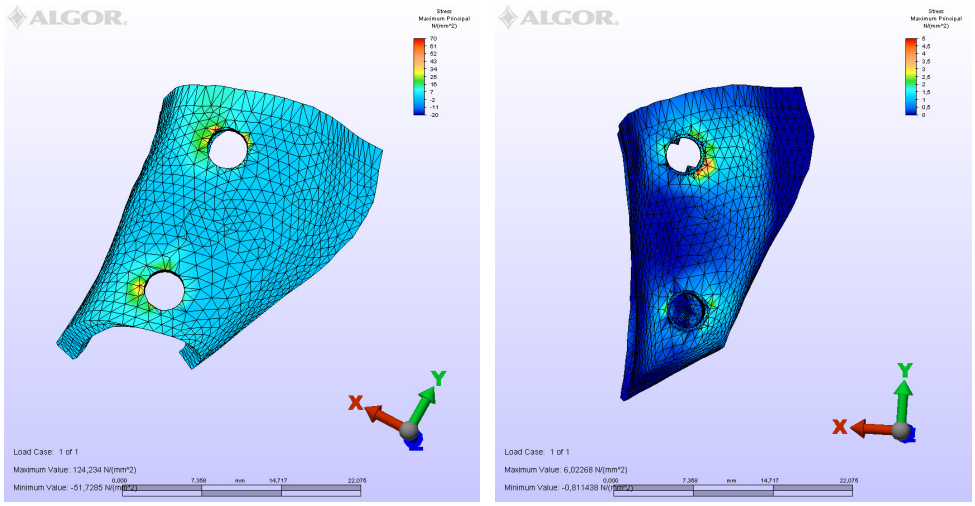
Şekil 4-45: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yönde kuvvet uygulanması ile kortikal kemikte maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın distal boyun bölgesinde 41,27 MPa olarak ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte görülen en yüksek gerilme stresi değeri 1M implantın mezyo-vestibüler boyun bölgesinde 4,73 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-46).

Sinüs kortikal kemiğinde görülen en yüksek gerilme 8,94 MPa olarak vestibüler yüzeyde bulunmuştur (Şekil 4-49).



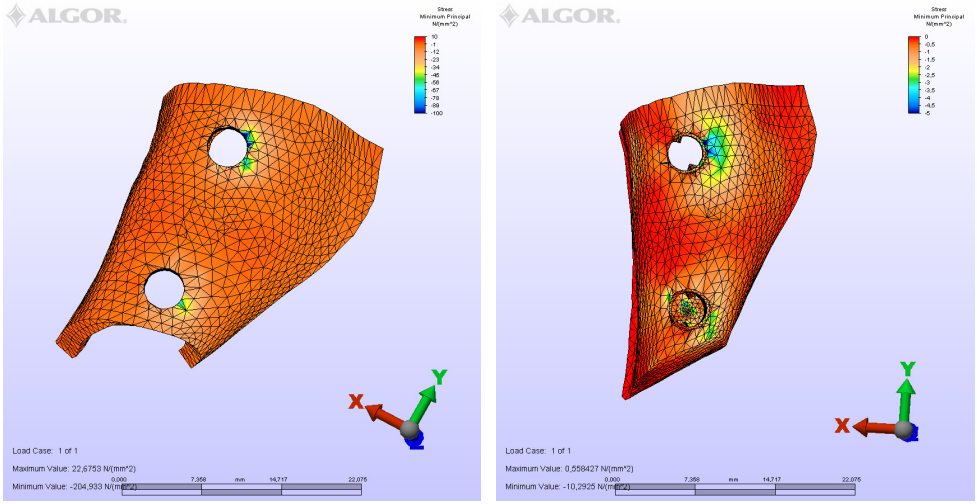
Şekil 4-46: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında elde edilen maksimum sıkışma stresi değeri kortikal kemikte 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 44,31 MPa olarak ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte ise bu değer 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 11,32 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-47).

Sinüs kortikal kemiğinde maksimum sıkışma stresi palatinal yüzeyde 13,36 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-49).



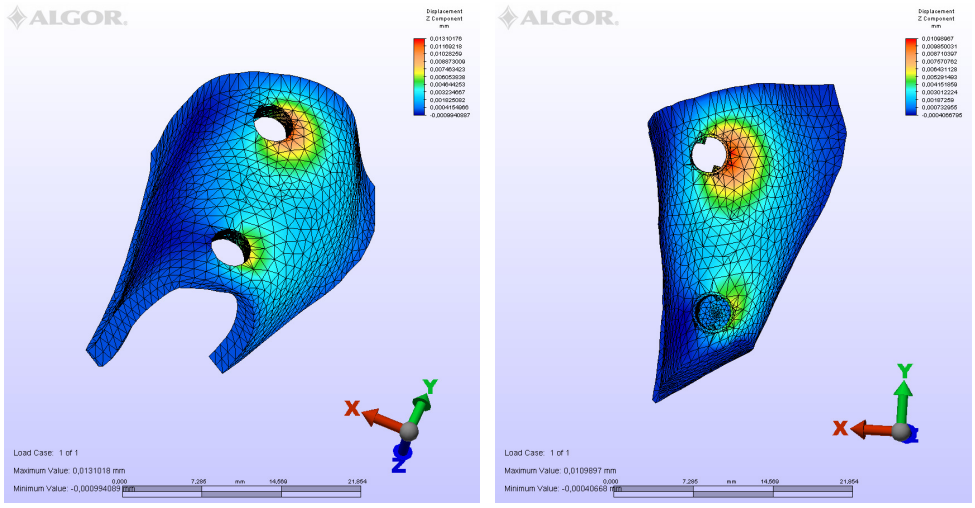
Şekil 4-47: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

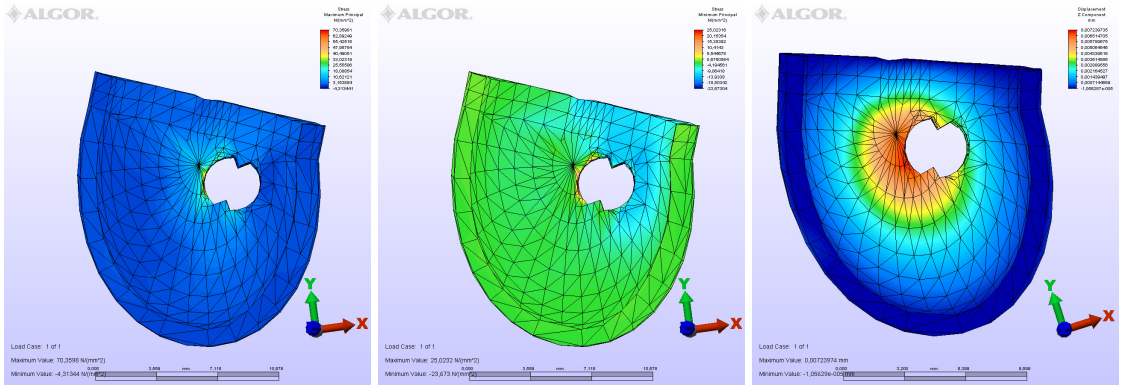
Maksimum yer değiştirme kortikal kemikte 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde koronale doğru 0,01107 mm değerinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte bulunan değeri ise 0,01009 mm olarak 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde koronale doğru yansımışıtır (4-48).

Sinüs kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme vestibüler yüzeyde 0,00223 mm değerinde bulunmuştur (Şekil 4-49).



Şekil 4-48: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı

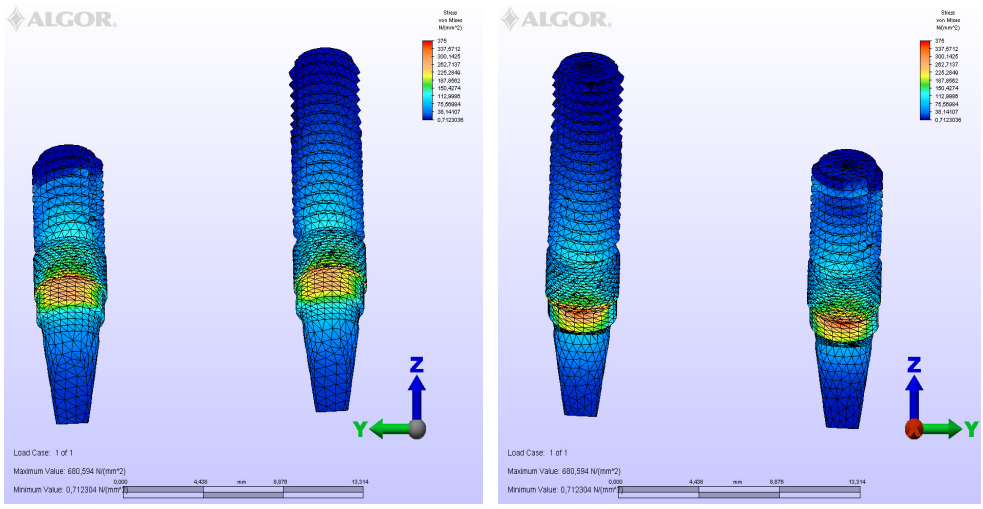


Şekil 4-49: İkinci modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.2.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

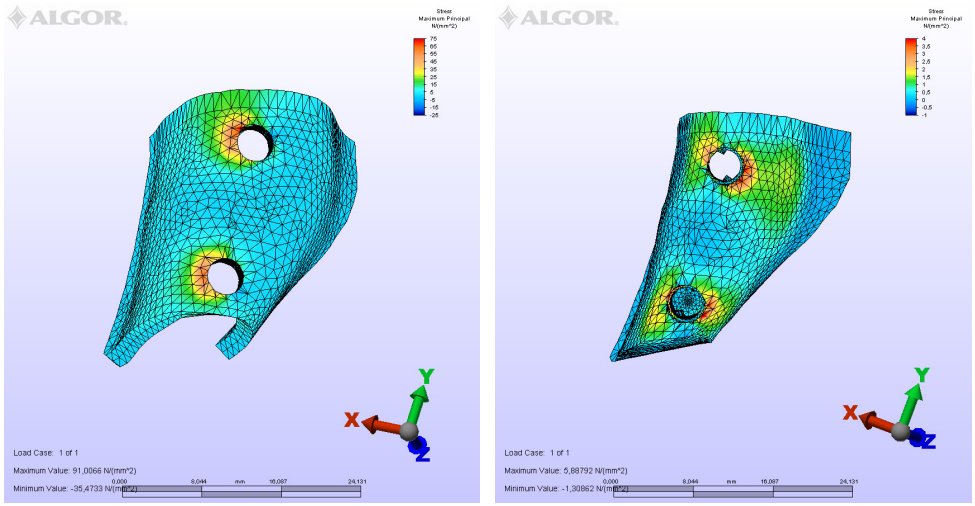
Açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile en yüksek Von Misses stresi değeri 1M implantın vestibüler implant-post birleşim yerinde 242,23 MPa olarak tespit edilmiştir. 1PM implantta ise en yüksek stres vestibüler boyun bölgesinde 219,86 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-50).



Şekil 4-50: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda meydana gelen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi değeri her iki implantın palatinal boyun bölgelerinde 56,82 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte görülen en yüksek değer ise 5,88 MPa olarak her iki implantın vestibüler boyun bölgelerinde saptanmıştır (Şekil 4-51).
Sinüs tabanındaki kortikal kemikte ise gerilme stresi değeri vestibül yüzeyde 12,79 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-54).



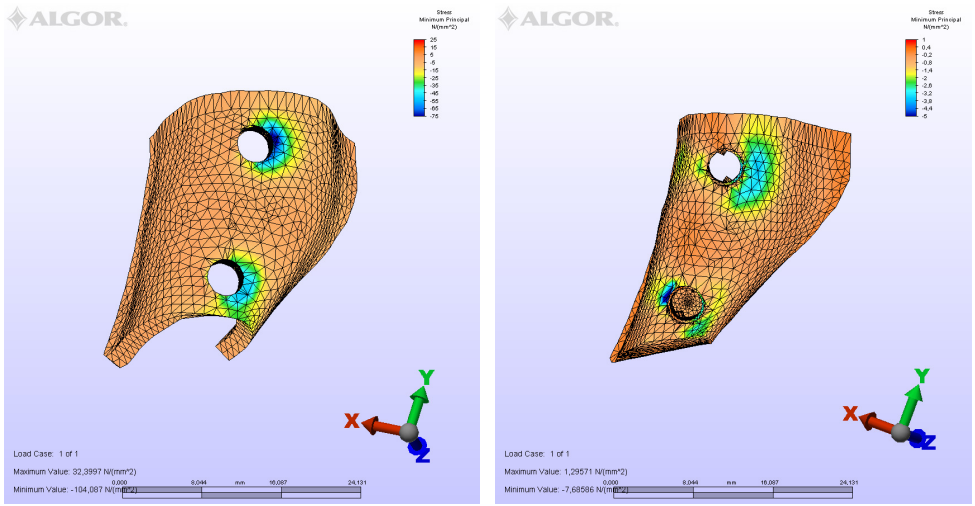
Şekil 4-51: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Sıkışma stresinin kortikal kemikteki maksimum değeri 50,77 MPa olarak 1M implantın vestibülo-distal boyun bölgesinde saptanmıştır.

Trabeküler kemikte maksimum değer ise 14,98 MPa olarak 1M implantın vestibüler boyun yüzeyinde bulunmuştur (Şekil 4-52).

Sinüs tabanındaki kortikal kemikte en yüksek değer 20,91 MPa olarak 1M implantın apeksinin palatinalinde bulunmuştur (Şekil 4-54).



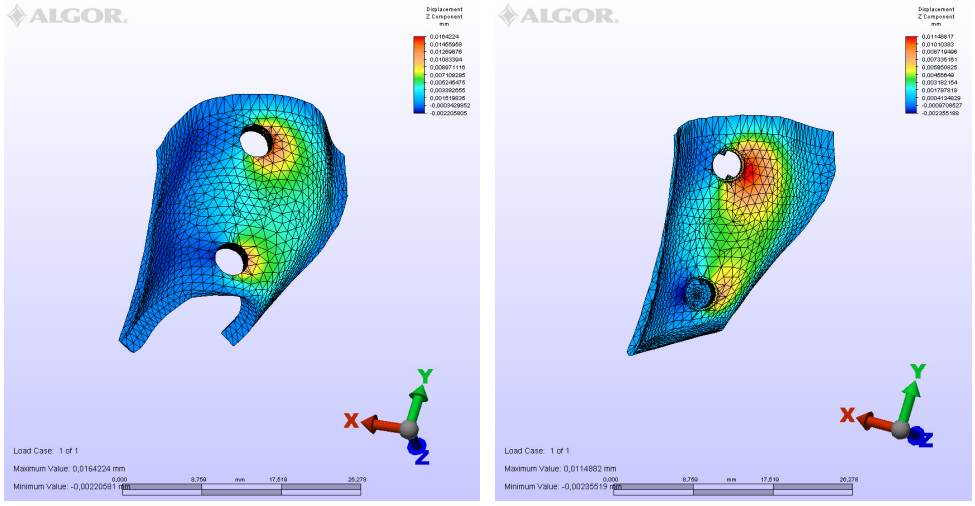
Şekil 4-52: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

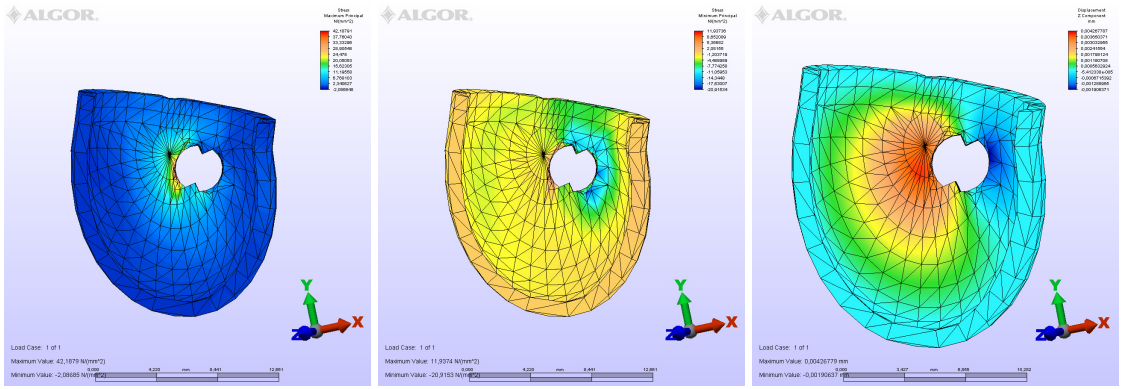
Oblik yükleme sonucu maksimum yer değiştirme miktarı kortikal kemikte 0,01542 mm olarak 1M implantın boyun yüzeyinin tam orta vestibüler kısmında bulunmuştur. Bu bölgede yer değiştirme koronal yönde meydana geldiği görülmüştür.

Trabeküler kemikteki maksimum yer değiştirme değeri 0,01167 mm olarak 1M implantın orta vestibüler boyun yüzeyinde koronal yönde görülmüştür (Şekil 4-53).

Sinüs tabanındaki kortikal kemikteki maksimum değer ise 0,00426 mm olarak vestibüler koronal yönde görülmüştür (Şekil 4-54).



Şekil 4-53: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen yer değiştirme dağılımı



Şekil 4-54: İkinci modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirme dağılımı

4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

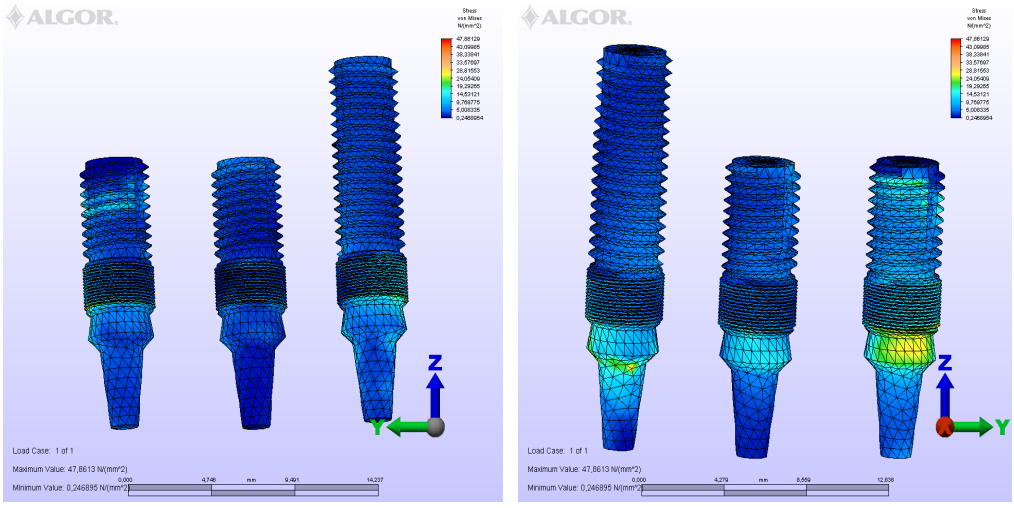
Bu modelde diş implantları 1PM: 4.0S*13mm, 2PM: 4.0S*8mm ve 1M: 4.0S*8mm olarak yerleştirilmiştir.

4.3.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.3.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 50,97 MPa olarak 1M implantın palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantta en yüksek Von Misses stresi palatinal boyun bölgesinde 14,53 MPa değerinde bulunmuştur. 1PM implantta ise en yüksek değer postun palatinal yüzeyinde 30,01 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4-55).



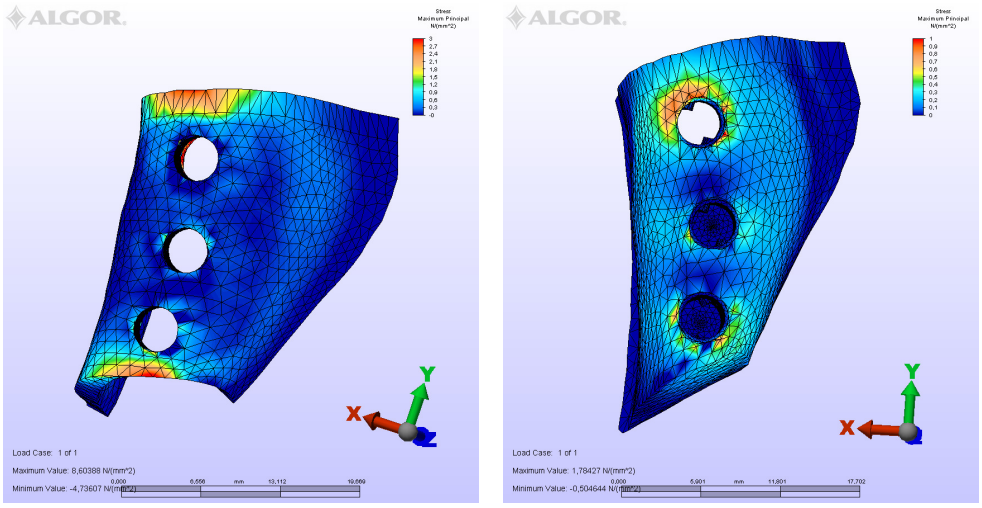
Şekil 4-55: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yönde kuvvet uygulanması ile kortikal kemikte maksimum gerilme stresi 1M implantın palatinal boyun bölgesinde 9,97 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın boyun bölgesinin distalinde 1,12 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4-56).

1M implantın apeksinin sinüs tabanı kortikal kemikle olan temasındaki maksimum gerilme stresi değeri 2,23 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-59).



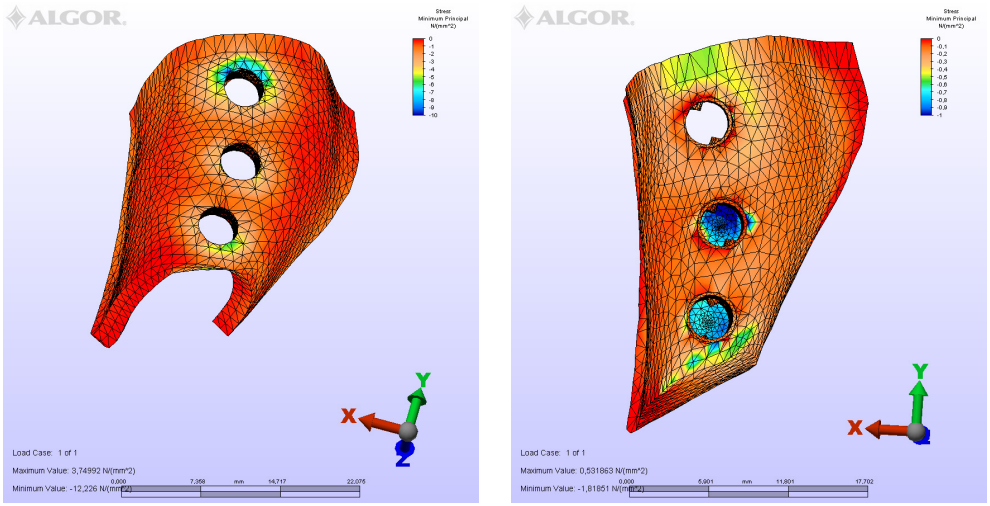
Şekil 4-56: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yüklemede en yüksek sıkışma değeri 1M implantın distal boyun bölgesinde 9,37 MPa olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 2PM implantın apikal bölgesinde 3,93 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4-57).

Sinüs kortikal kemiğinde 1M implantın palatinal tarafında 4,26 MPa değerinde sıkışma stresi saptanmıştır (Şekil 4-59).

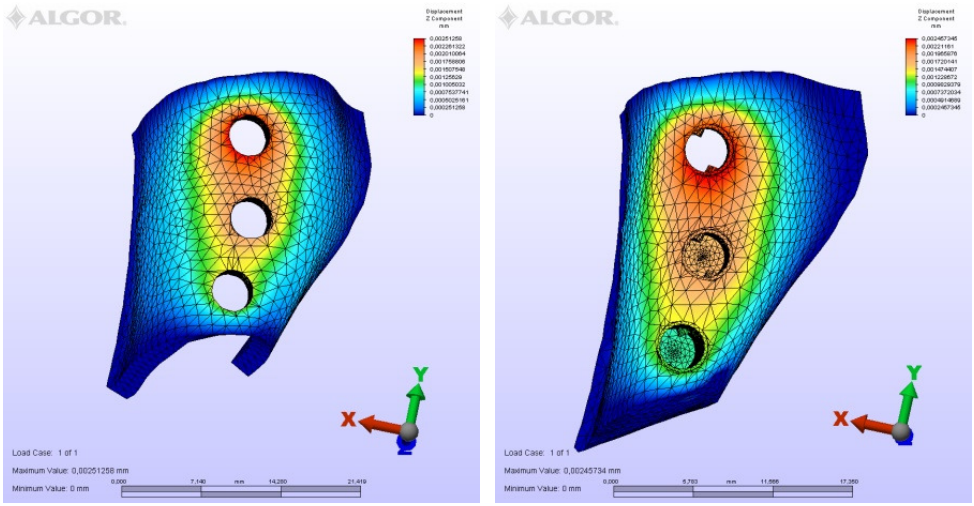


Şekil 4-57: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

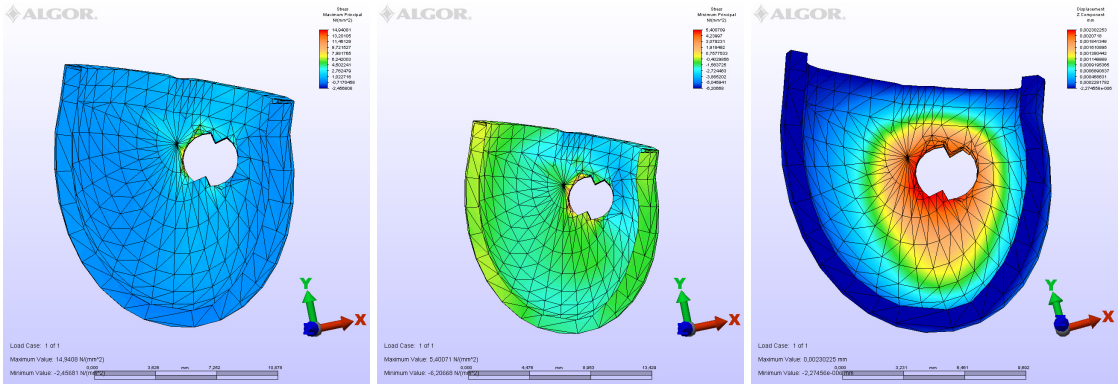
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Maksimum yer değiştirme kortikal kemikte 0,00201 mm değerinde 1M implantın boyun bölgesinde ölçülmüştür. Trabeküler kemikte ise 0,00167 mm değerinde bulunmuştur. Yer değiştirme miktarı distale gidildikçe artmaktadır. Yer değiştirmenin yönü koronale doğrudur (Şekil 4-58).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek yer değiştirme miktarı 0,00043 mm değerinde vestibüler bölgede koronale doğru meydana gelmiştir (Şekil 4-59).



Şekil 4-58: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

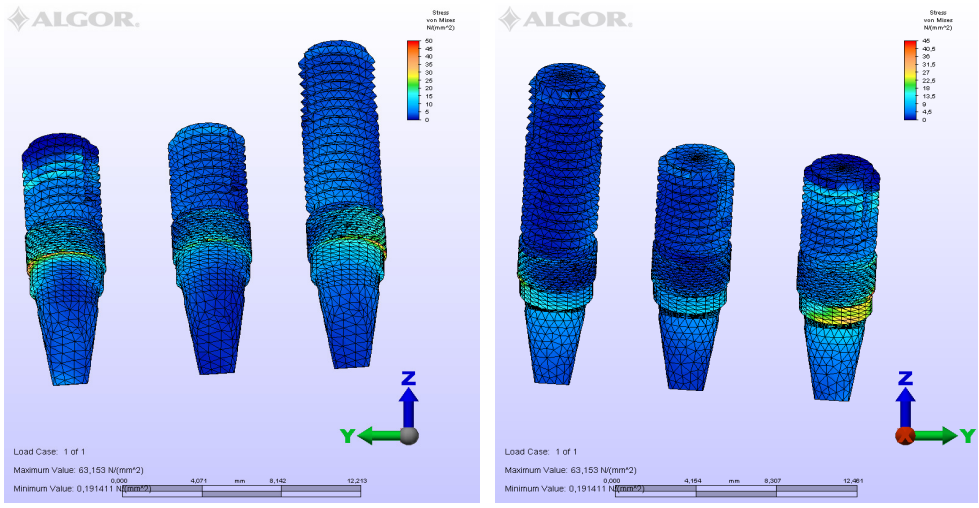


Şekil 4-59: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.3.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 59,28 MPa olarak 1M implantın postla birleşim yerinde bulunmuştur. 2PM implantta en yüksek stres 12,54 MPa değerinde palatinal boyun bölgesinde görülmüştür. 1PM implantta ise en yüksek değer mezyo-palatinal boyun bölgesinde 35,00 MPa olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4-60).



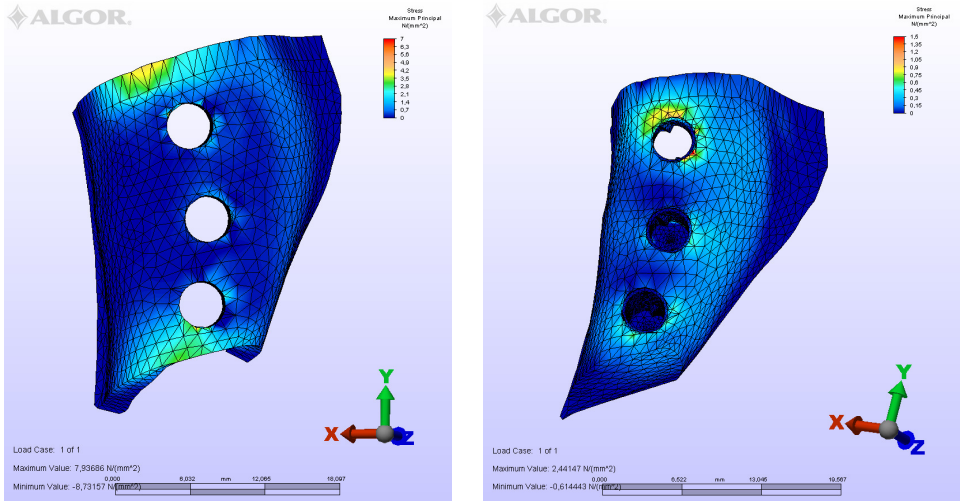
Şekil 4-60: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yönde kuvvet uygulanması sonucunda diş bölgelerindeki implantlarda kortikal kemikte boyun bölgesindeki maksimum gerilme stresi değeri 1M boyun bölgesinde distal yüzeyde 12,49 MPa olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 1M boyun bölgesinde 1,89 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-61).

1M implantın sinüs tabanının kortikal kemiği ile temasta olan bölgede en yüksek gerilme stresi değeri 2,83 MPa olarak vestibül yüzeyde tespit edilmiştir (Şekil 4-64).



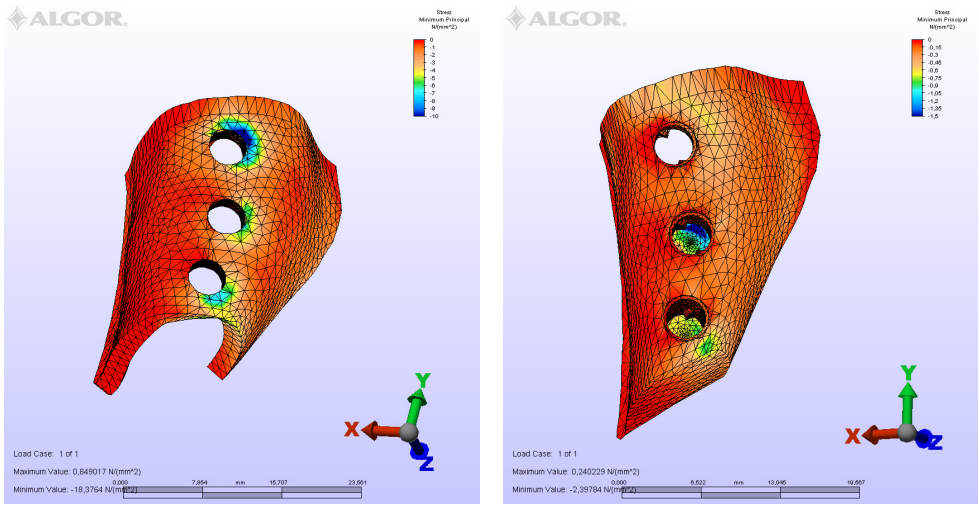
Şekil 4-61: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yönde kuvvet uygulanması ile en yüksek sıkışma stresi değeri 1M implantın boynunun mezyalindeki kortikal kemikte 12,20 MPa olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 6,77 MPa 2PM implantın apikal çevresinde ölçülmüştür (Şekil 4-62).

1M implantın sinüs tabanının kortikal kemiği ile temasta olan bölgede en yüksek sıkışma stresi değeri 7,71 MPa olarak vestibül yüzeyde ölçülmüştür (Şekil 4-64).

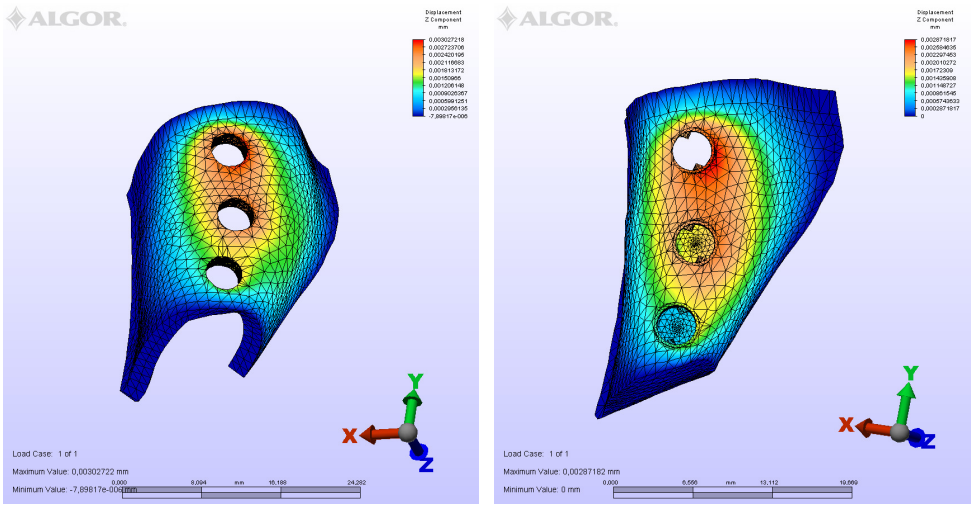


Şekil 4-62: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

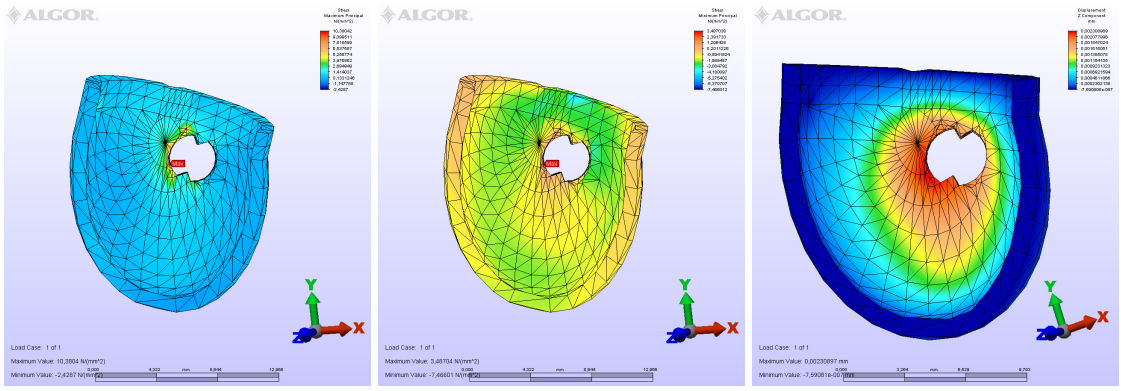
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Maksimum yer değiştirme miktarı hem kortikal hem trabeküler kemikte 0,00302 mm değerinde 1M implantın mezyo-vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür. Yer değiştirmenin miktarı arka bölgelere gidildikçe artmaktadır. Yer değiştimenin yönü mezyalden distale doğru artarak koronal yönde görülmektedir (Şekil 4-63).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek yer değiştirme mezyo-vestibüler köşede 0,00063 mm olarak koronal yönde olduğu saptanmıştır (Şekil 4-64).



Şekil 4-63: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı



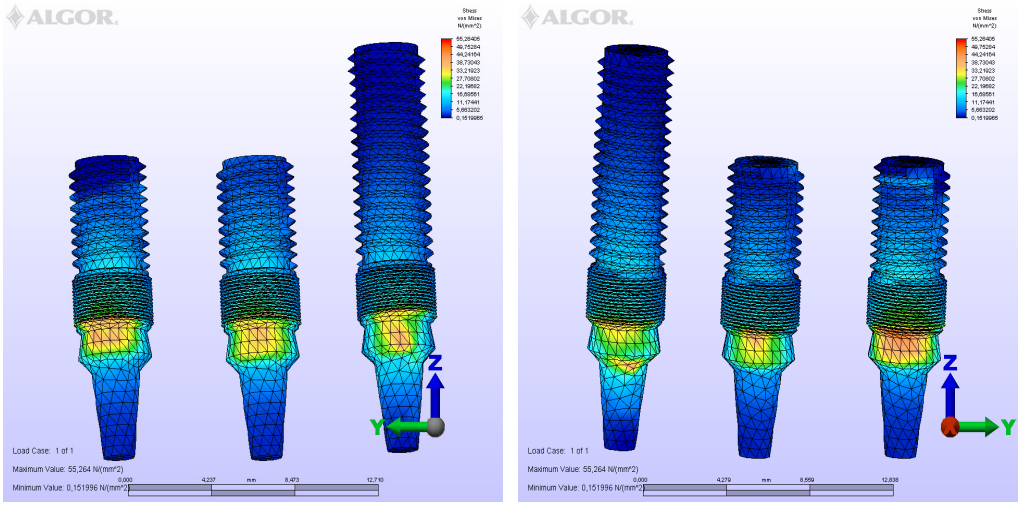
Şekil 4-64: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.3.2. Yatay Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.3.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses değeri 38,87 MPa olarak 1M implantın postla birleştiği bölgede bulunmuştur. 2PM implantın en yüksek Von Misses stres değeri vestibüler boyun bölgesinde 22,19 MPa olduğu gözlemlenmiştir. 1PM implantta en yüksek stres değeri 27,70 MPa olarak vestibüler boyun bölgesinde tespit edilmiştir (Şekil 4-65).



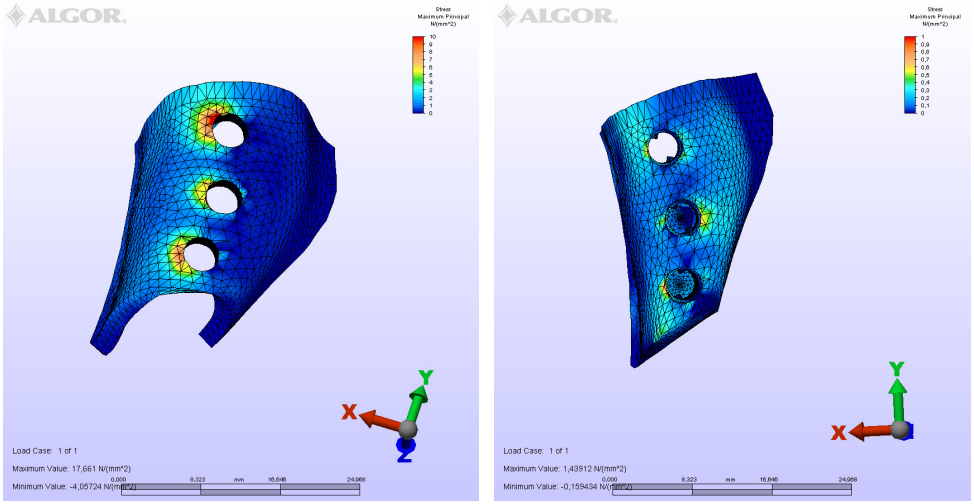
Şekil 4-65: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme sonucu kortikal kemikteki maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın palatinal boyun bölgesinde 6,48 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,91 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-66).

Sinüs kortikal tabanında 1,85 MPa değerindeki gerilme stresi implantın apikalinde vestibüler yüzeyde görülmüştür (Şekil 4-69).



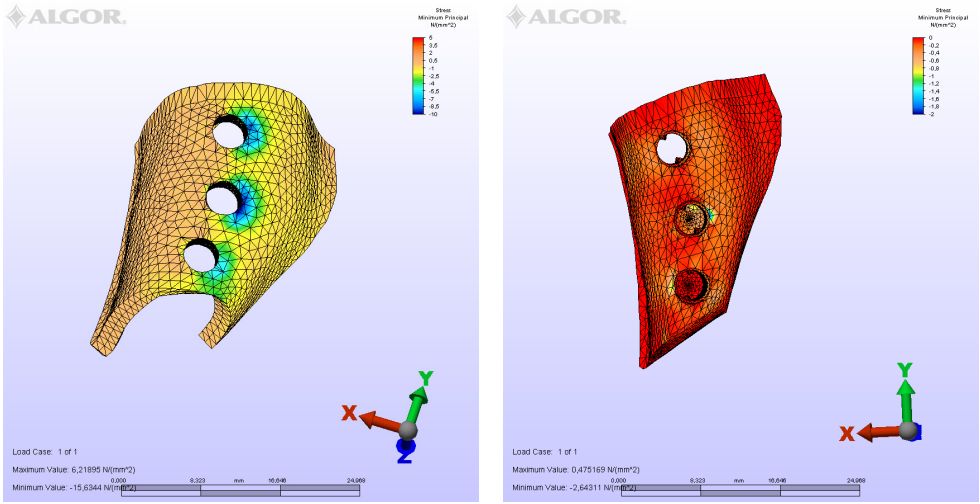
Şekil 4-66: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Sıkışma stresinin kortikal kemikteki maksimum değeri orta implantın vestibüler boyun bölgesinde 6,81 MPa değerinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum sıkışma stresi değeri orta implantın boyun bölgesinde vestibüler yüzeyde 1,85 MPa değerinde görülmüştür (Şekil 4-67).

Sinüs tabanı kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri implant apikalinin palatinal kemik yüzeyinde 2,01 MPa değerinde görülmektedir (Şekil 4-69).



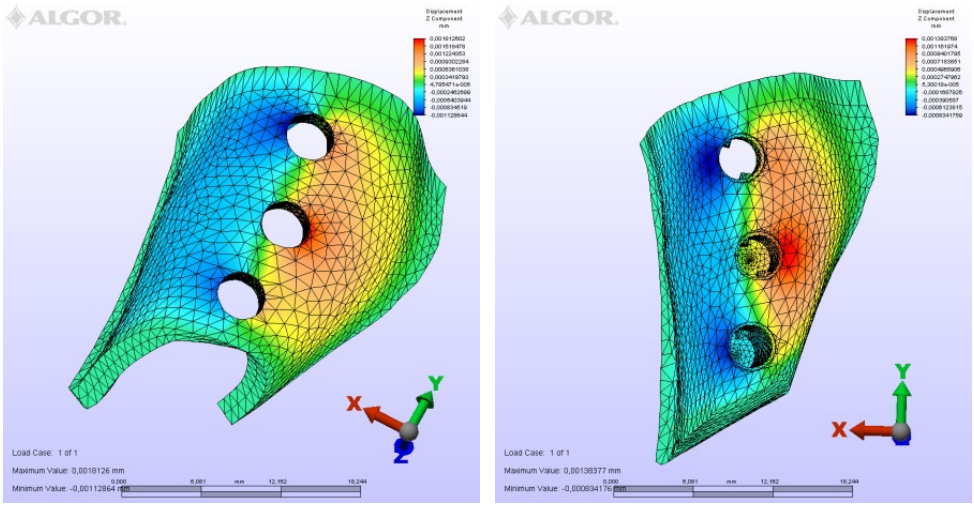
Şekil 4-67: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

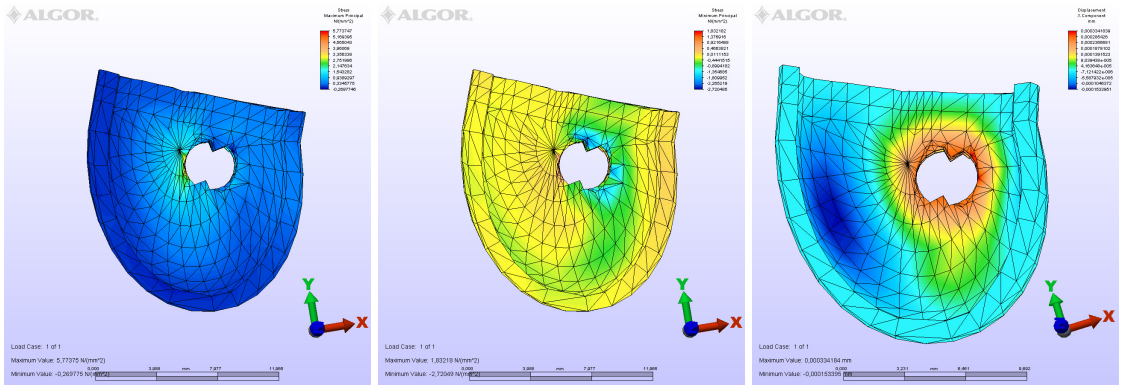
Yatay yükleme sonucu maksimum yer değiştirme miktarı 0,00101 mm olarak orta implantın vestibüler boyun bölgesinde ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte 0,00091 mm değerinde yer değiştirme miktarı orta implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Yer değiştirme yönü palatinalden vestibüle doğru olmaktadır (Şekil 4-68).

Sinüs kortikal kemiğinde görülen maksimum yer değiştirme miktarı 0,00013 mm olarak palatinal yüzeyde yönünde bulunmuştur (Şekil 4-69).



Şekil 4-68: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

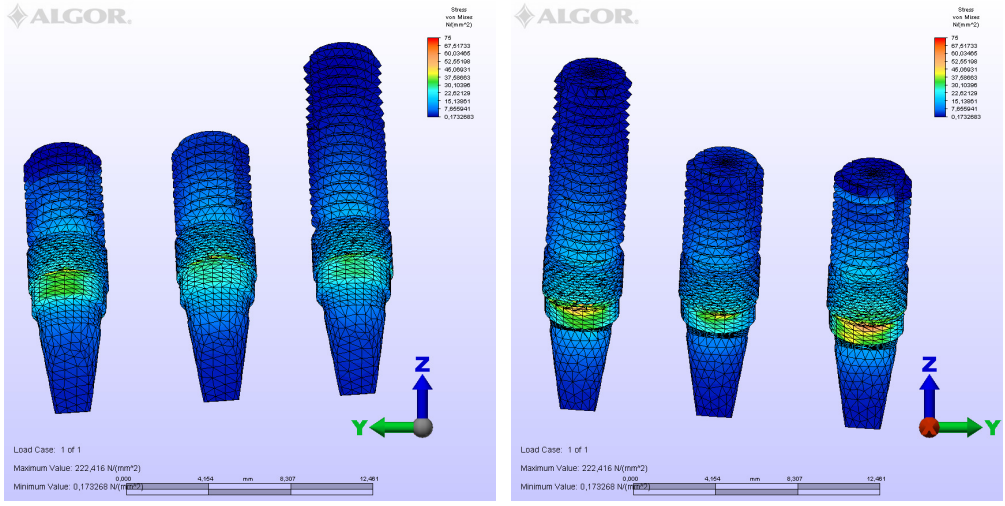


Şekil 4-69: Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.3.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değerleri 44,56 MPa olarak 1M implantın postla birleştiği çizgide palatinal yüzeyde ölçülmüştür. 2PM implantta en yüksek stres değeri boyun bölgesinde 22,02 MPa olduğu tespit edilmiştir. 1PM implantta maksimum stres değeri palatinal boyun bölgesinde 30,10 MPa olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4-70).



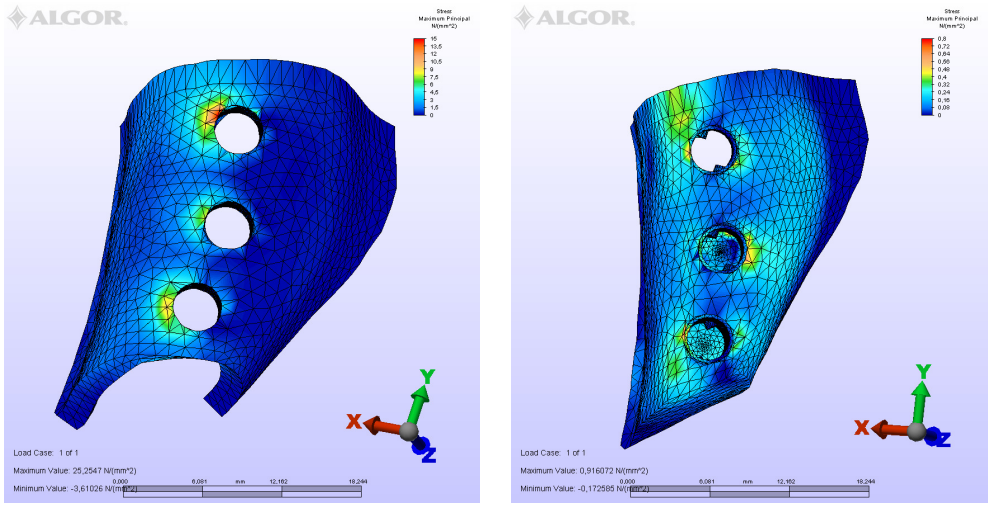
Şekil 4-70: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanılması ile 8,55 MPa'lik maksimum gerilme stresi değeri 1M implantın disto-palatinal boyun yüzeyinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte 2PM implantın vestibüler boyun yüzeyinde 1,25 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-71).

Sinüs kortikal kemik yüzeyinde 2,34 MPa'lik gerilme stresi değeri implantın apikalinin palatinalinde görülmüştür (Şekil 4-74).



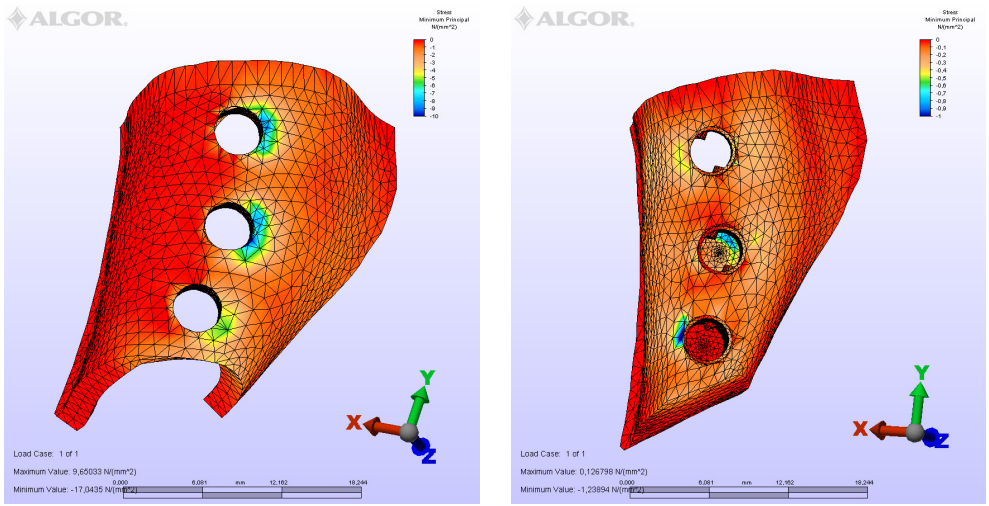
Şekil 4-71: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresinin dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikteki maksimum sıkışma stresi 1M implantın vestibüler boyun yüzeyinde 9,34 MPa değerinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikteki maksimum sıkışma stresi değeri orta implantın apikalinde vestibüler yüzeyde 3,73 MPa değerinde görülmüştür (Şekil 4-72).

Sinüs kortikal kemiğinde maksimum sıkışma stresi değeri palatinal yüzeyde 5,85 MPa değerinde olduğu bulunmuştur (Şekil 4-74).



Şekil 4-72: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

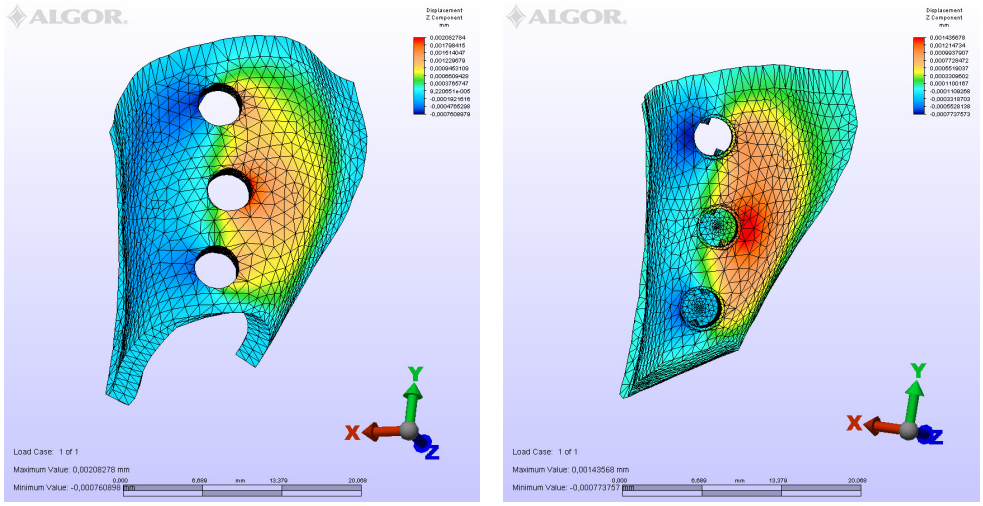
- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Maksimum yer değiştirme değeri orta implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,00148 mm olarak bulunmuştur.

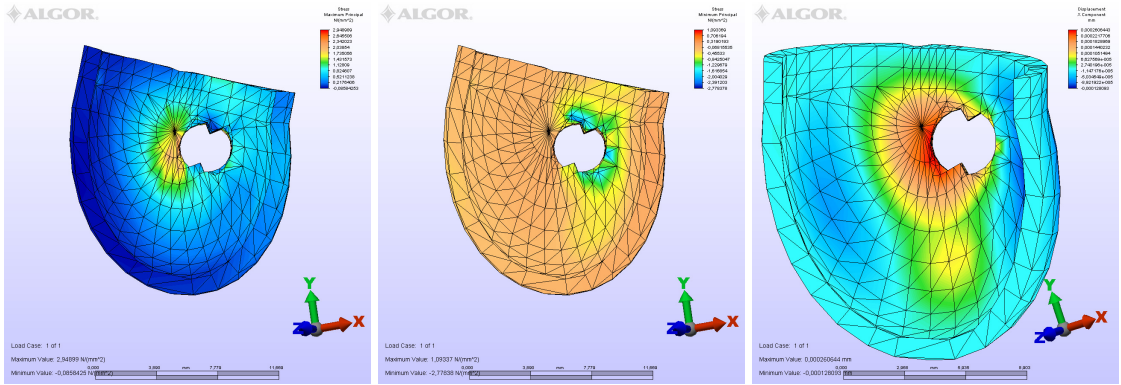
Trabeküler kemikte maksimum yer değiştirme değeri orta implantın vestibüler boyun yüzeyinde 0,00112 mm olduğu görulmüştür (Şekil 4-73).

Sinüs kortikal kemiğinde görülen maksimum yer değiştirme değeri vestibüler yüzeyde 0,00026 mm palatinalden vestibule doğru olduğu görülmüştür (Şekil 4-74).

Yer değiştirmenin yönü palatinalden vestibüle doğrudur.



Şekil 4-73: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı



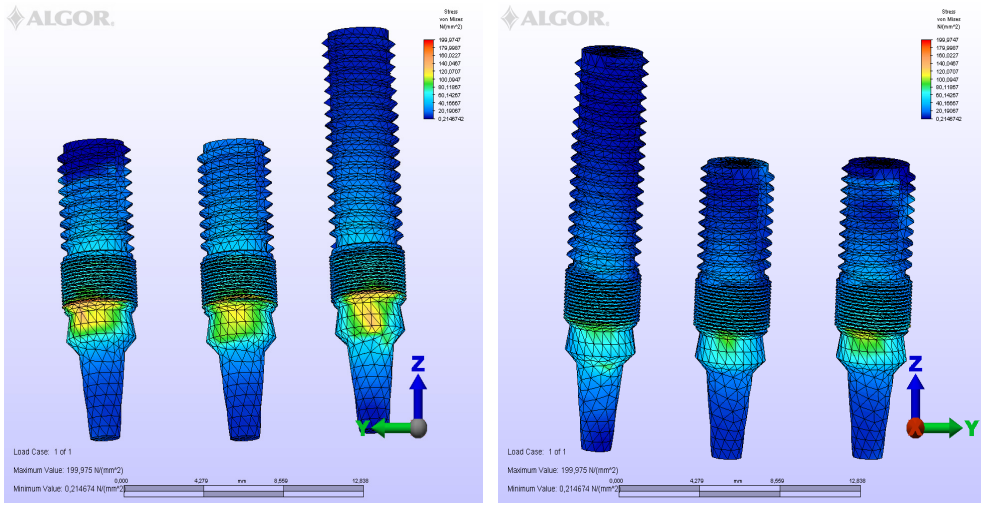
Şekil 4-74: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.3.3. Oblik Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.3.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 120,05 MPa olarak 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur. Diğer implantlardaki Von Misses stresleri yakın değerlerde olup 1PM implantta 109,51 MPa, 2PM implantta 108,63 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-75).



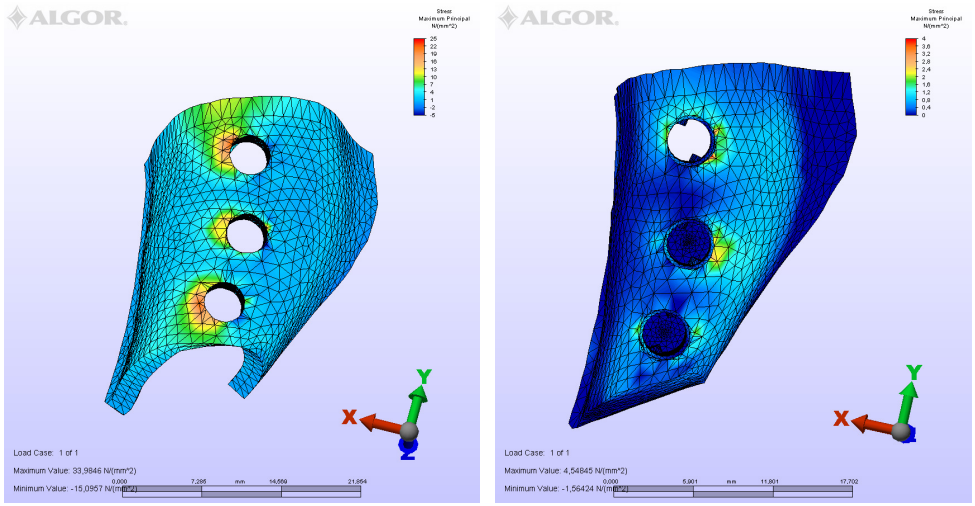
Şekil 4-75: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stresi dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki en yüksek gerilme stresi değeri 1M implantın palatinal boyun bölgesinde 29,52 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi değeri 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde 2,92 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-76).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek değer 5,33 MPa olarak 1M implantın apeksinin vestibüler yüzeyinde bulunmuştur (Şekil 4-79).



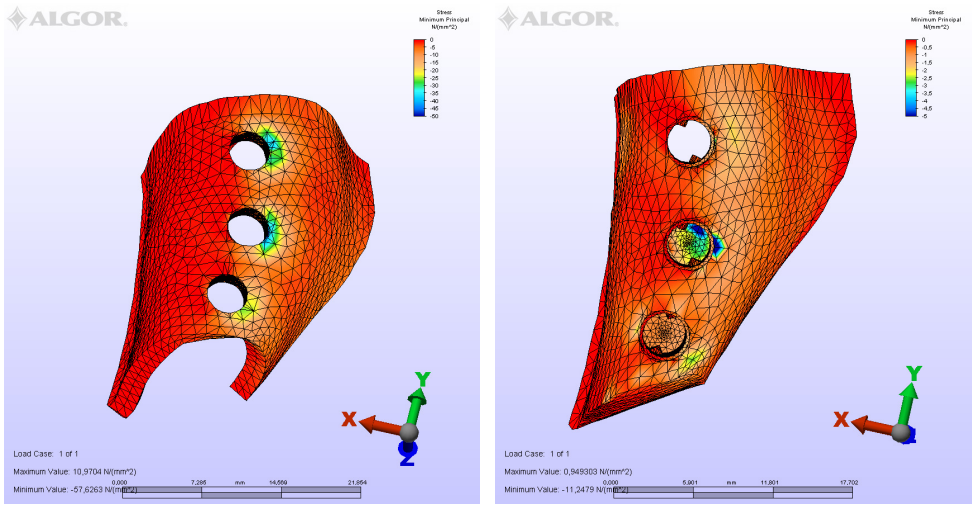
Şekil 4-76: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yönde kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte maksimum sıkışma stresi 34,22 MPa değerinde 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte meydana gelen en yüksek sıkışma değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 7,43 MPa olarak görülürken, apiko-distal bölgede de yüksek stresler bulunmuştur (Şekil 4-77).

1M implantın, sinüs tabanındaki kortikal kemikte meydana getirdiği en yüksek sıkışma stresi değeri 5,62 MPa olarak palatinal yüzeyde bulunmuştur (Şekil 4-79)



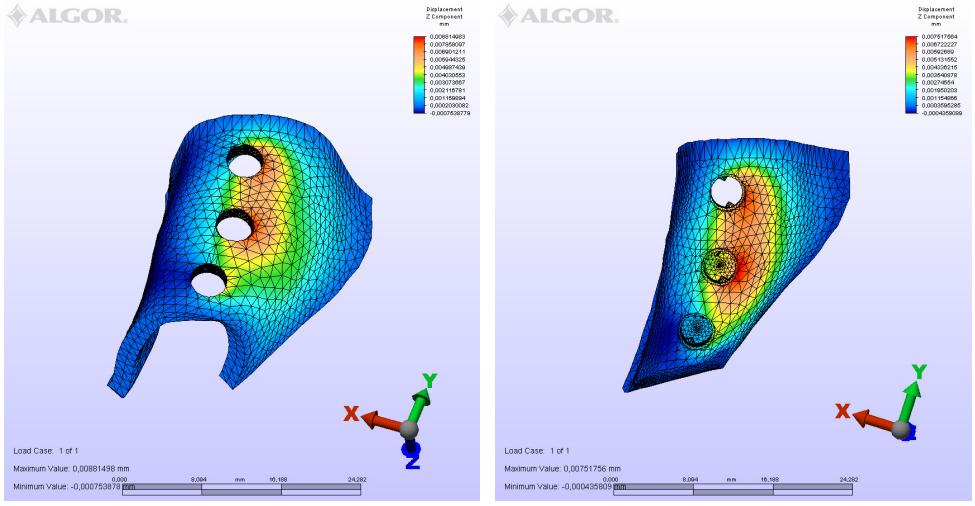
Şekil 4-77: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

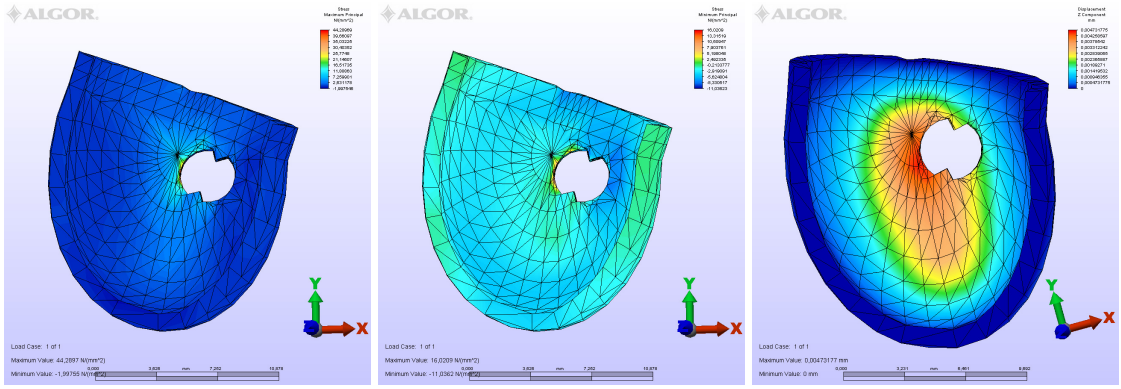
Üçüncü modelde oblik yönde kuvvet verilmesi sonucu en yüksek yer değiştirme orta implantın vestibüler boyun bölgesinde koronale doğru 0,00881 mm değerinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek değer orta implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,0075 mm olarak saptanmıştır (Şekil 4-78).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek değer vestibülde 0,00173 mm olarak koronal yönde görülmüştür (Şekil 4-79).



Şekil 4-78: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

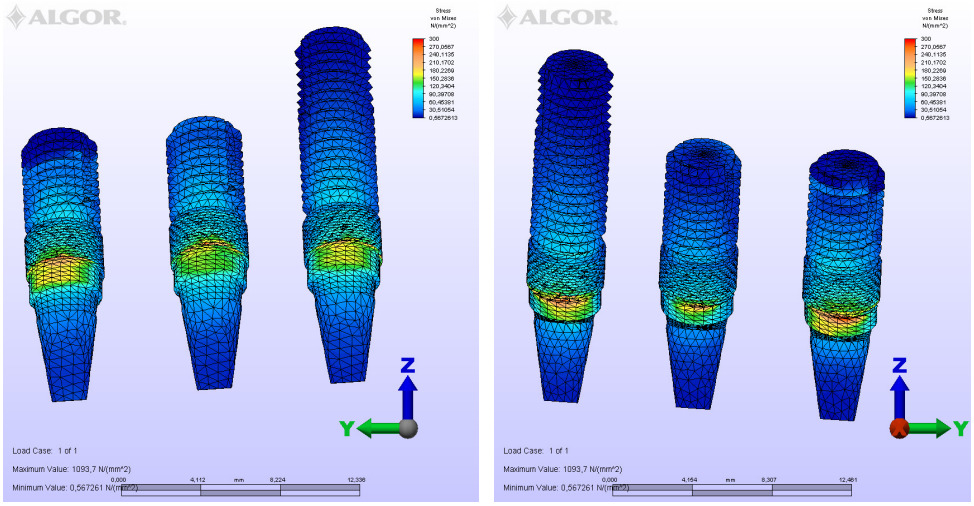


Şekil 4-79: Üçüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmenin dağılımı

4.3.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 185,68 MPa olarak 1M implantın postla birleştiği boyun bölgesinde ölçülmüştür. 2PM implantta en yüksek stres değeri palatinal boyun bölgesinde 155,21 MPa olduğu gözlemlenmiştir. 1PM implantta en yüksek Von Misses stres değeri implantın palatinal boyun bölgesinde 172,36 MPa olduğu görülmüştür (Şekil 4-80).



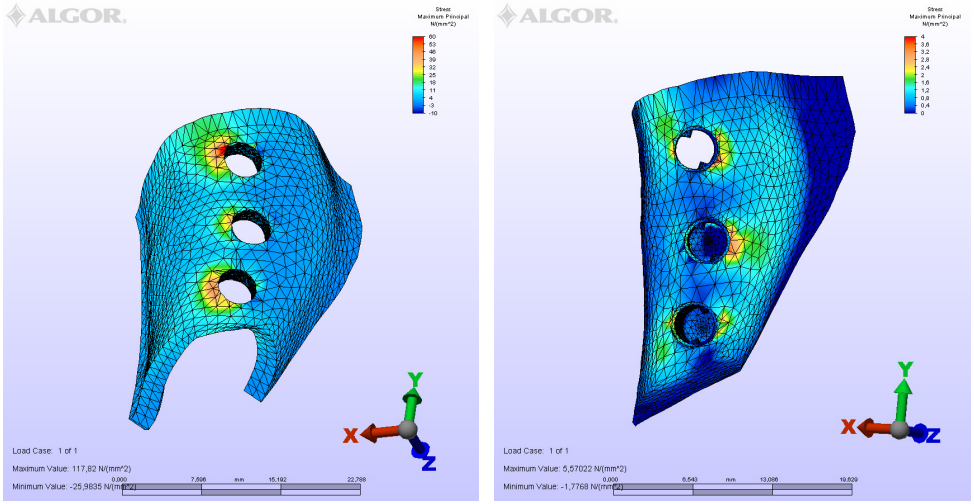
Şekil 4-80: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik kuvvet uygulanması sonucu açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte görülen en yüksek gerilme stresi 45,57 MPa değerinde 1M implantın palatinal boyun bölgesinde tespit edilmiştir.

Trabeküler kemikte saptanan en yüksek gerilme stresi değeri 3,55 MPa olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 4-81).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek gerilme stresi değeri 7,81 MPa olarak 1M implantın vesibüler apeks bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-84).



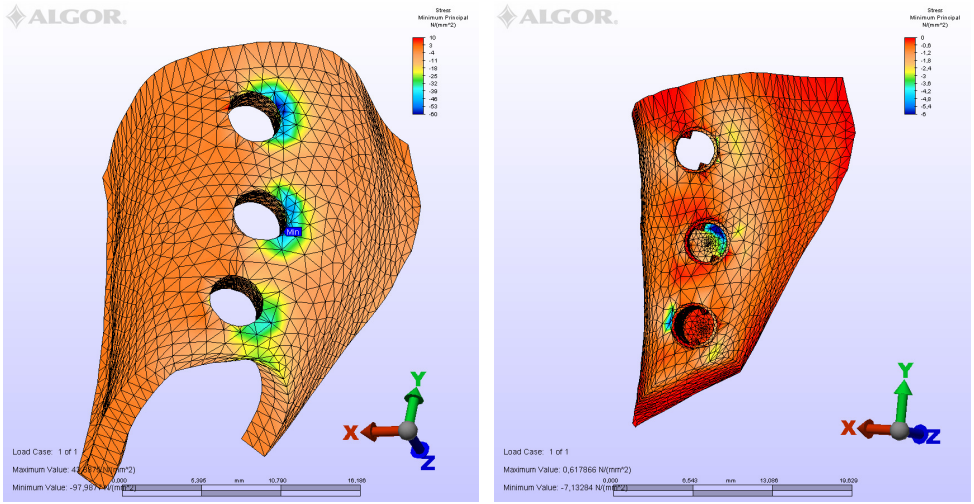
Şekil 4-81: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yönde kuvvet verilmesi sonucu açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi değeri 39,79 MPa olarak 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte görülen en yüksek sıkışma stresi değeri 10,37 MPa olarak 2PM implantın apeksinin distalinde tespit edilmiştir (Şekil 4-82).

Sinüs kortikal kemiğinde en yüksek değer 14.42 MPa olarak 1M implantın apeksinin palatinalinde bulunmuştur (Şekil 4-84).



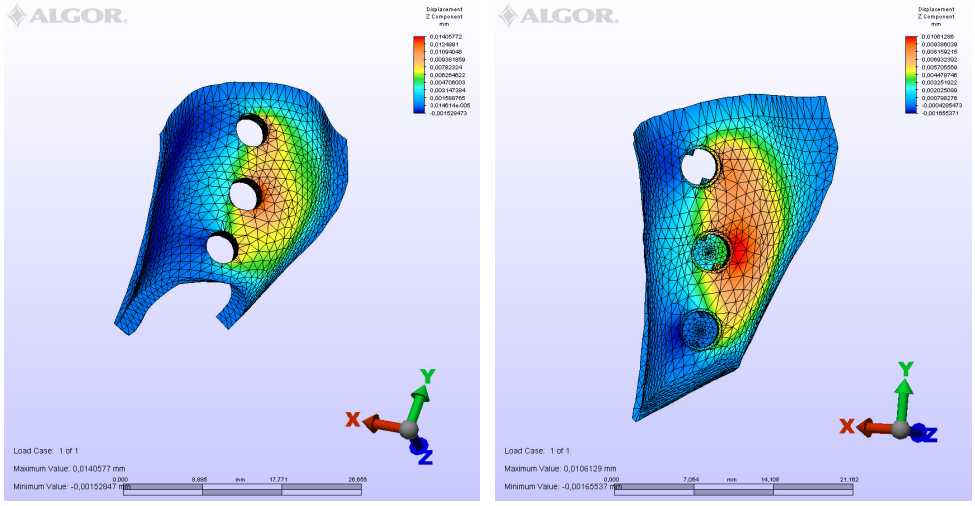
Şekil 4-82: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresi dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

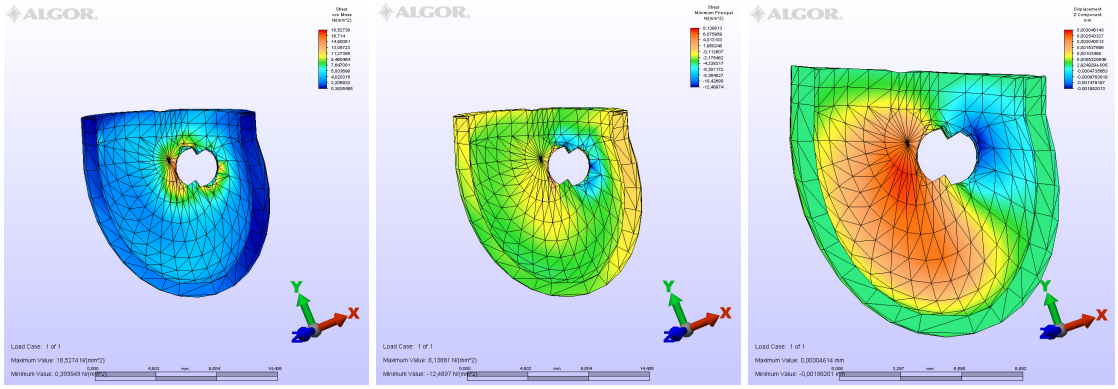
Üçüncü modelde oblik yükleme ile açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde koronal yönünde 0,01205 mm değerinde saptanmıştır.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,010 mm olarak bulunmuştur (Şekil 4-83).

Sinüs kortikal kemiğinde maksimum yer değiştirme değeri 0,00304 mm olarak 1M implantın apeksinin distalinde bulunmuştur (Şekil 4-84).



Şekil 4-83: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı



Şekil 4-84: Üçüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile sinüs kortikal kemikte görülen gerilme stresi, sıkışma ve yer değiştirmenin dağılımı

4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

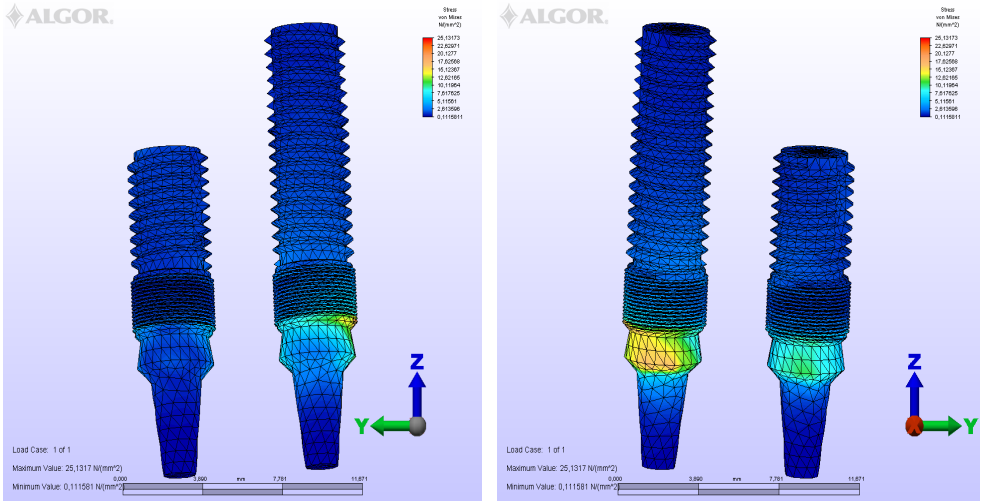
Bu modelde 1PM ve 2PM bölgelerine implant yerleştirilmiştir. İki üyeli protetik restorasiyon oluşturulmuştur. Bu modelde, 1M bölgesinde implant yerleştirilemediği, kısa ark kullanılan vakalar simüle edilmiştir.

4.4.1. Dikey Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.4.1.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 24,71 MPa olarak 1PM implantın mezyo-palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implanttaki en yüksek değer palatinal boyun bölgesinde 10,11 MPa olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4-85).

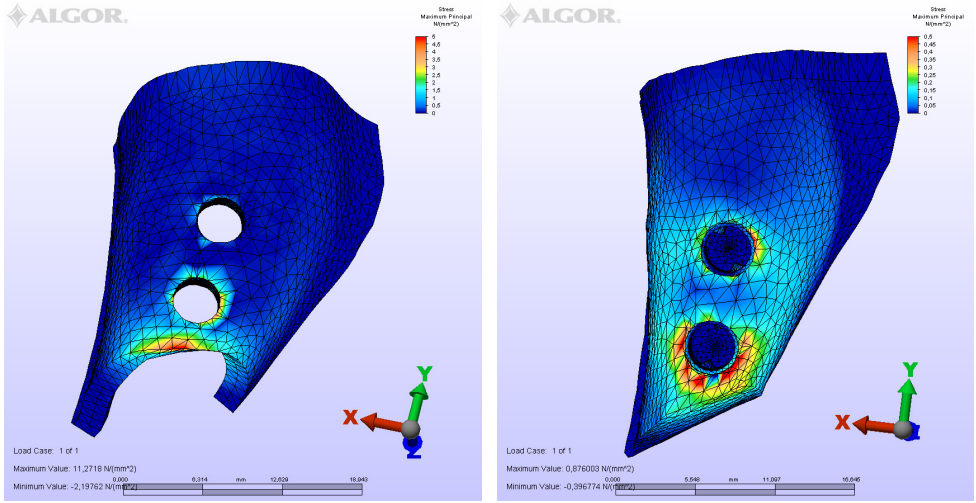


Şekil 4-85: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yönde kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte maksimum gerilme stresi değeri 1PM implant boynunun vestibülünde 3,54 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi 0,63 MPa değerinde 1PM implantın boyun bölgesinde, mezyalde görülmüştür (Şekil 4-86).

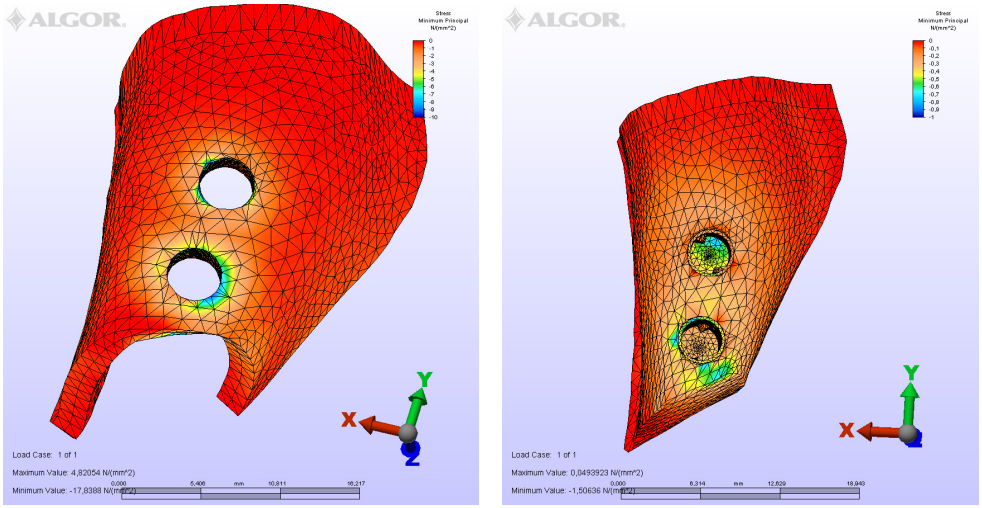


Şekil 4-86: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yükleme ile kortikal kemikte bulunan maksimum sıkışma stresi 3,87 MPa değerinde 1PM implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum sıkışma stresi değeri 2PM implantın apiko-distalinde 1,18 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-87).

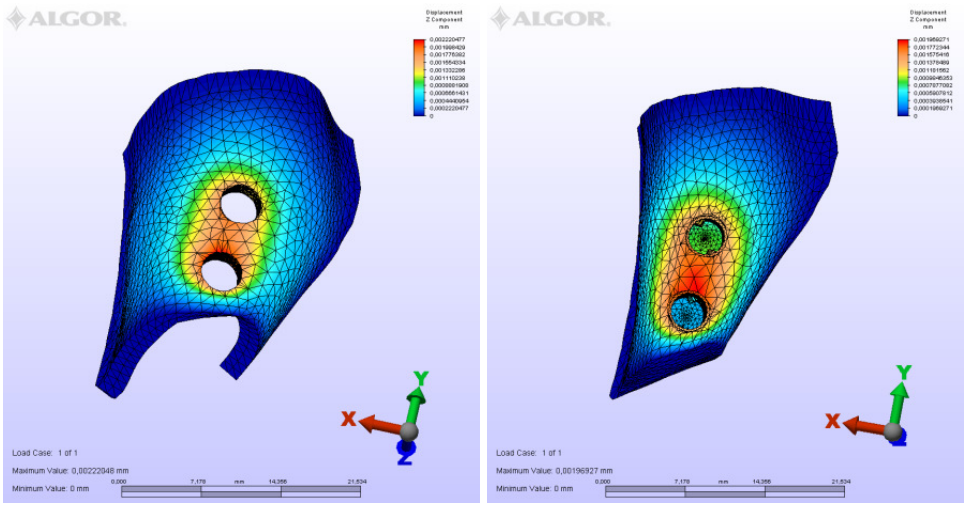


Şekil 4-87: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte yer değiştirme maksimum değeri 0,0022 mm olarak 1PM implantın boyunun distalinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte maksimum yer değiştirme miktarı 0,0019 mm değerinde 2PM implantın boynunun mezyalinde ve apikalinde görülmüştür. Protez implantlarla beraber 2PM implantın apikali yönünde gömülmüştür.Yer değiştirme koronal yönde tespit edilmiştir (Şekil 4-88).

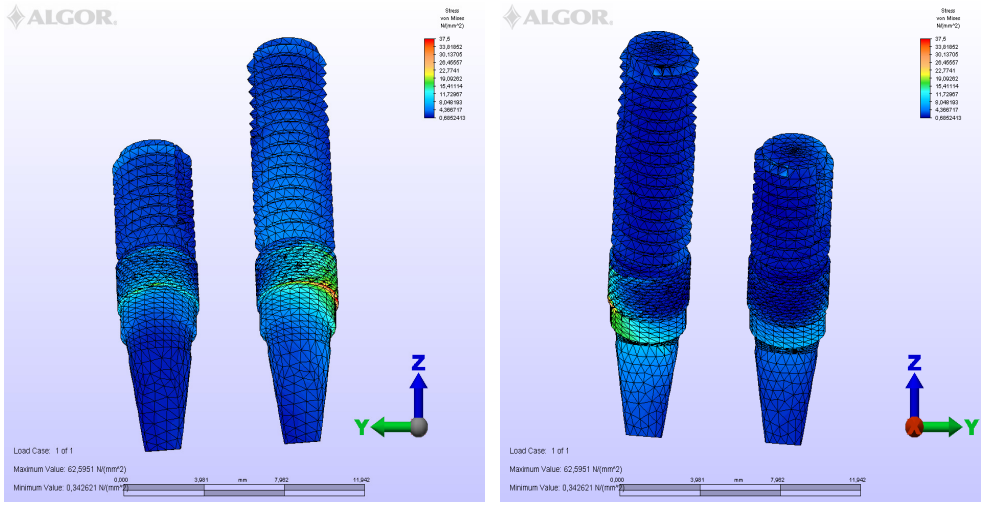


Şekil 4-88: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.4.1.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 33,88 MPa olarak 1PM implantın mezyal boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantın en yüksek stres değeri 15,41 MPa olarak palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-89).

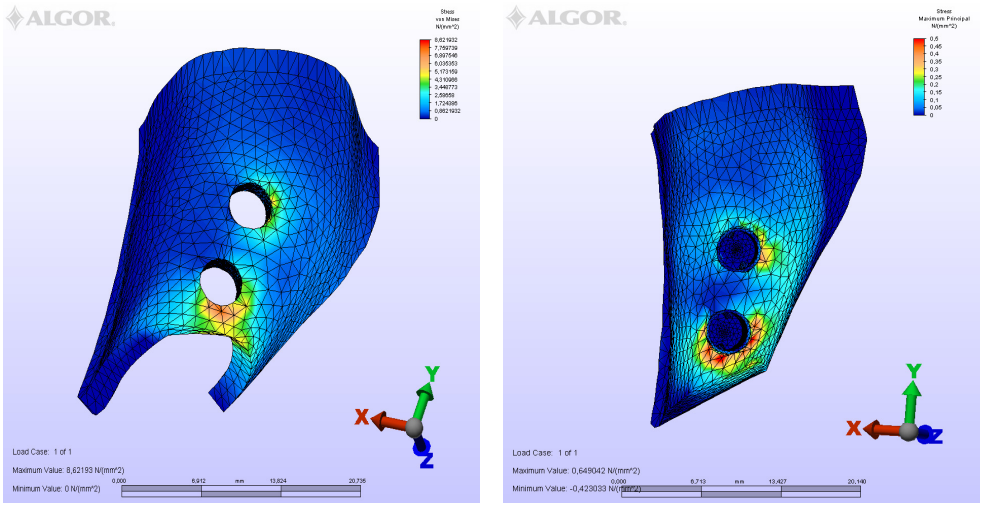


Şekil 4-89: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte maksimum gerilme stresi değeri 5,51 MPa olarak 1PM implantın boyun bölgesinde, mezyo-vestibüler köşesinde tespit edilmiştir.

Trabeküler kemikte maksimum değer 1,18 MPa olarak 1PM implantın boynunun mezyalinde bulunmuştur (Şekil 4-90).

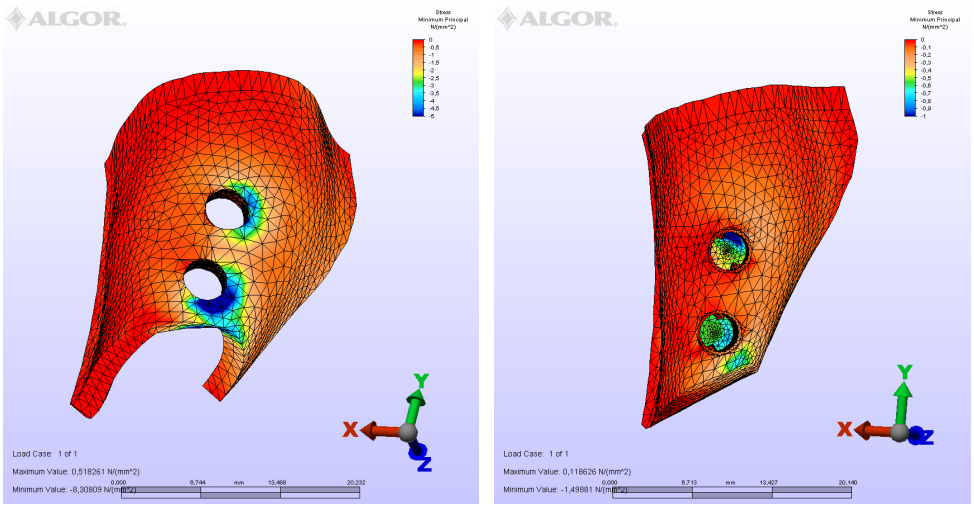


Şekil 4-90: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Değerlerine Ait Bulgular**

Dikey yükleme ile elde edilen maksimum sıkışma stresi değeri 6,05 MPa olarak 1PM implantın mezyo-vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte görülen maksimum değer 2,49 MPa olarak 2PM implantın apiko-distalinde bulunmuştur (Şekil 4-91).



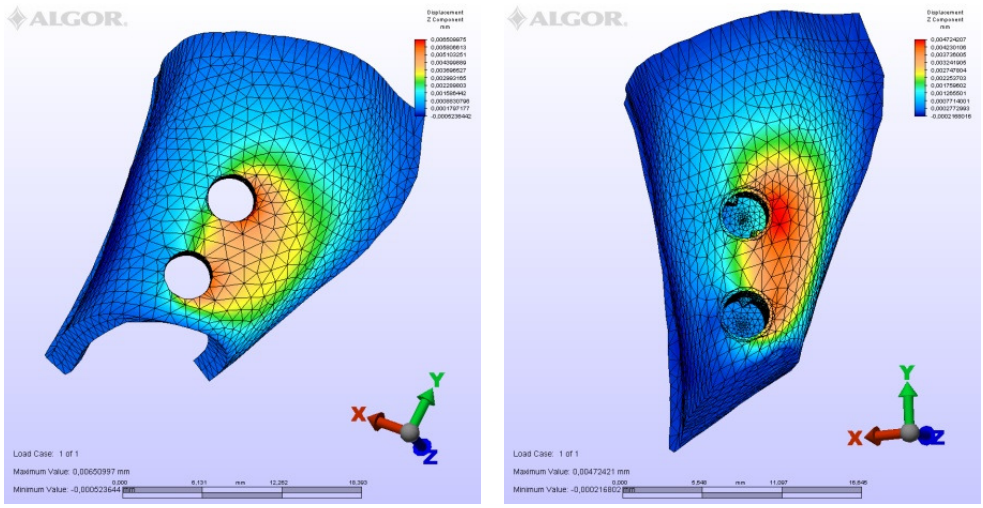
Şekil 4-91: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme miktarı 2PM implantın boyun bölgesinin vestibülünde 0,00182 mm değerinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte maksimum değer 2PM implantın boyun bölgesinin vestibülünde 0,00152 mm değerinde bulunmuştur.

Yer değiştirmeler koronal yönde görülmüştür (Şekil 4-92).



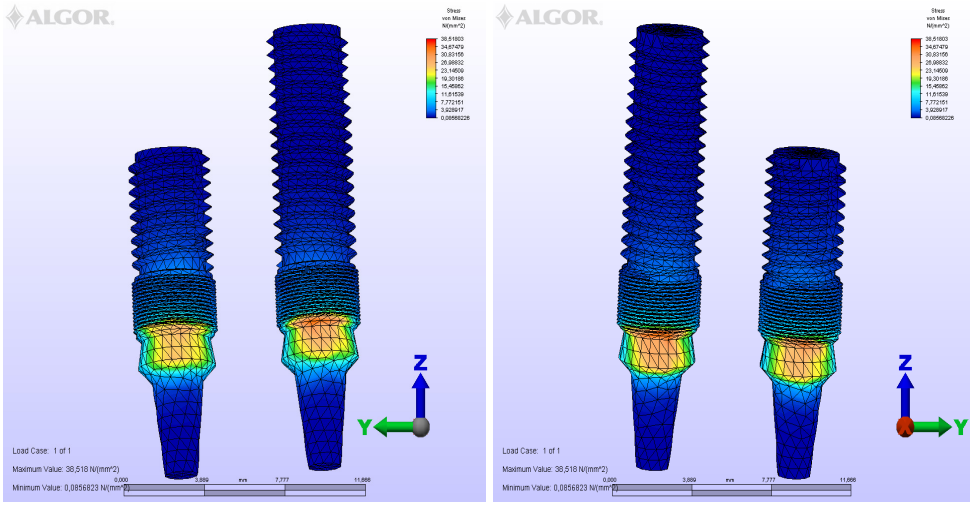
Şekil 4-92: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında dikey yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.4.2. Yatay Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.4.2.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 16,72 MPa olarak 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantta en yüksek değer 13,93 MPa olarak palatinal boyun bölgesinde ölçülmüştür (Şekil 4-93).

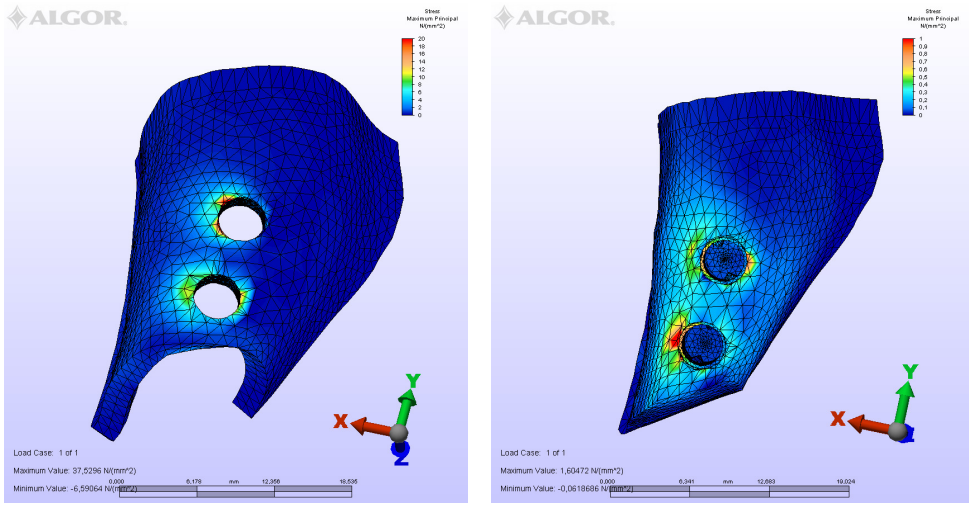


Şekil 4-93: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay kuvvet uygulanması ile kortikal kemikte 2PM implantın palatinal boyun bölgesinde 3,19 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte maksimum gerilme stresi 1PM implantın palatinal boyun bölgesinde 0,38 MPa değerinde ölçülmüştür (Şekil 4-94)

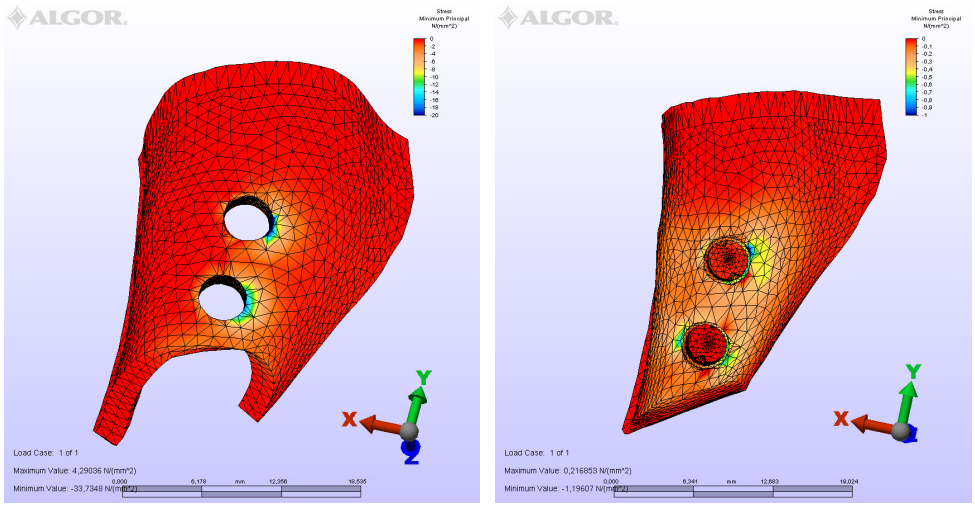


Şekil 4-94: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte maksimum sıkışma 2,96 MPa değerinde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte bulunan 0,38 MPa'lik maksimum değer 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 4-95).



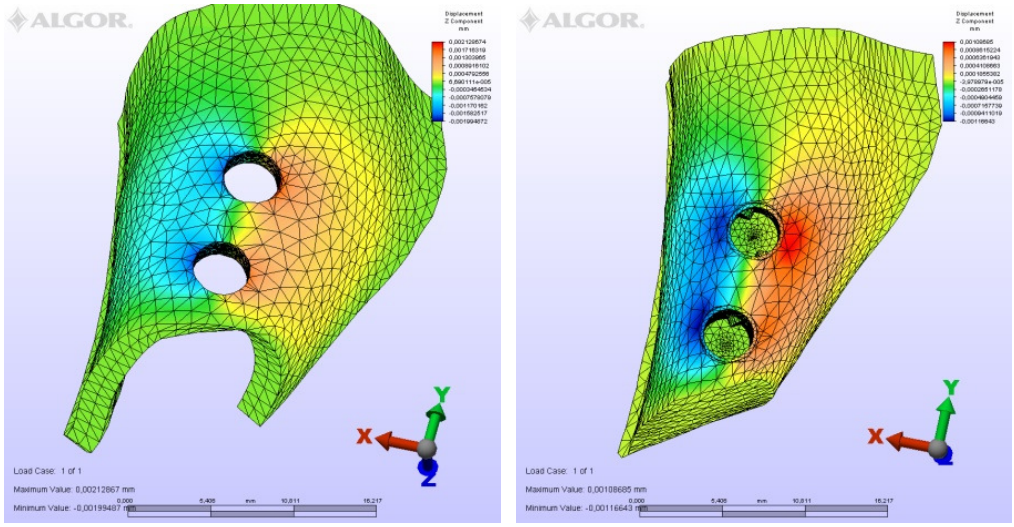
Şekil 4-95: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte maksimum yer değiştirme miktarı implantların vestibüler boyun bölgelerinde 0,00072 mm olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte görülen maksimum yer değiştirme değeri 0,00057 mm olarak vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür.

Yer değiştirmenin yönü koronal yön olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-96).

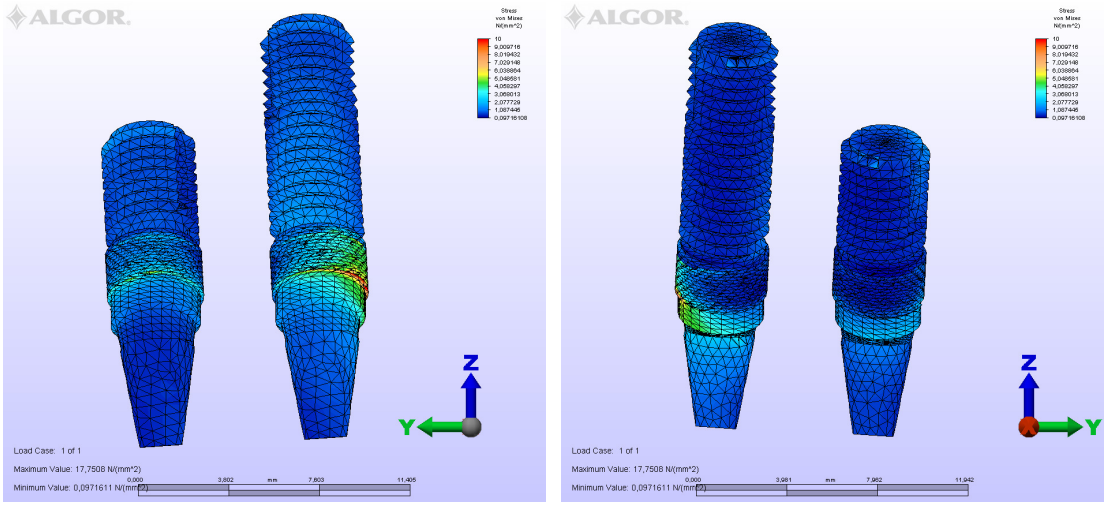


Şekil 4-96: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.4.2.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 20,72 MPa olarak 1PM implantın mezyal boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantın en yüksek Von Misses stres değeri ise 12,75 MPa olarak palatinal boyun yüzeyinde görülmüştür (Şekil 4-97).

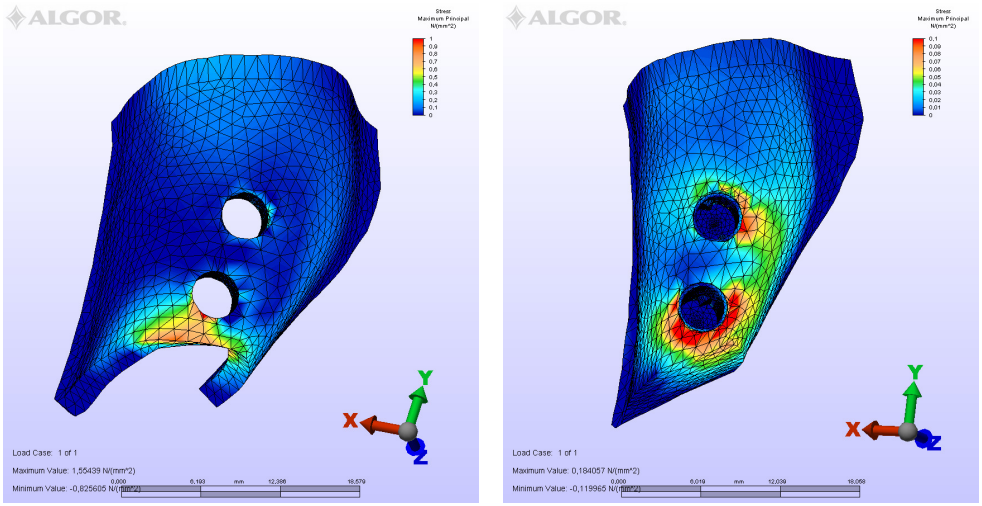


Şekil 4-97: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay kuvvet uygulanması ile kortikal kemikte elde edilen maksimum gerilme stresi 4,93 MPa değerinde 1PM implantın mezyal boyun bölgesinde saptanmıştır.

Trabeküler kemikte bu değer 1PM implantın mezyal boyun bölgesinde 0,69 MPa olarak görülmüştür (Şekil 4-98).

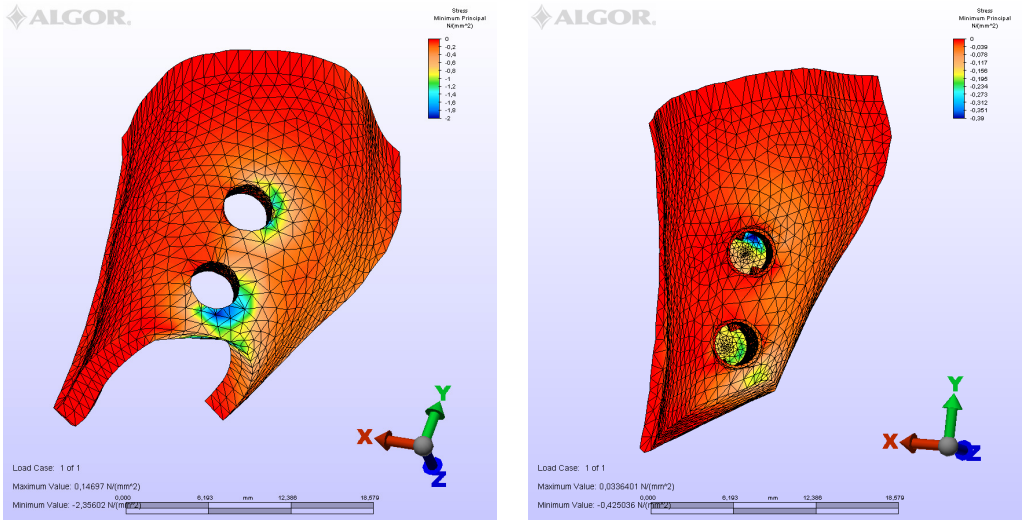


Şekil 4-98: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Yatay yükleme sonucu, kortikal kemikte maksimum sıkışma değeri 4,59 MPa olarak 1PM implantın mezyo-vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte bu değer 1,23 MPa olarak 2PM implantın apiko-distalinde tespit edilmiştir (4-99).



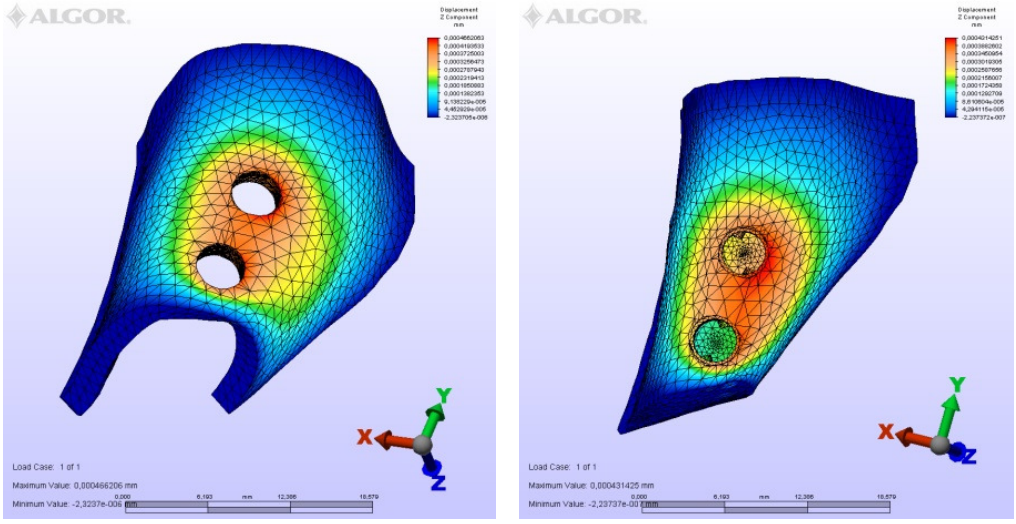
Şekil 4-99: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Kortikal kemikte elde edilen en yüksek yer değiştirme değeri 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 0,00111 mm olarak görülmüştür.

Trabeküler kemikte bu değer aynı bölgede 0,00043 mm olarak saptanmıştır.

Yer değiştirme koronal yönde saptanmıştır (Şekil 4-100).



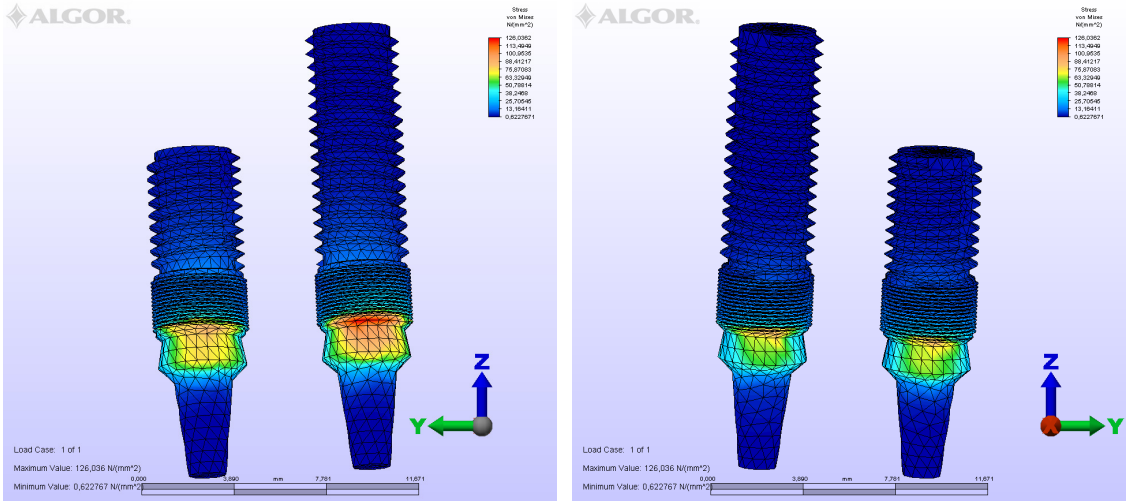
Şekil 4-100: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında yatay yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.4.3. Oblik Yönde Yükleme Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.4.3.1. Düz İmplant İle Düz Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 78,43 MPa olarak 1PM implantın postla birleştiği vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantta en yüksek stres vestibüler boyun bölgesinde 53,32 MPa olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4-101).

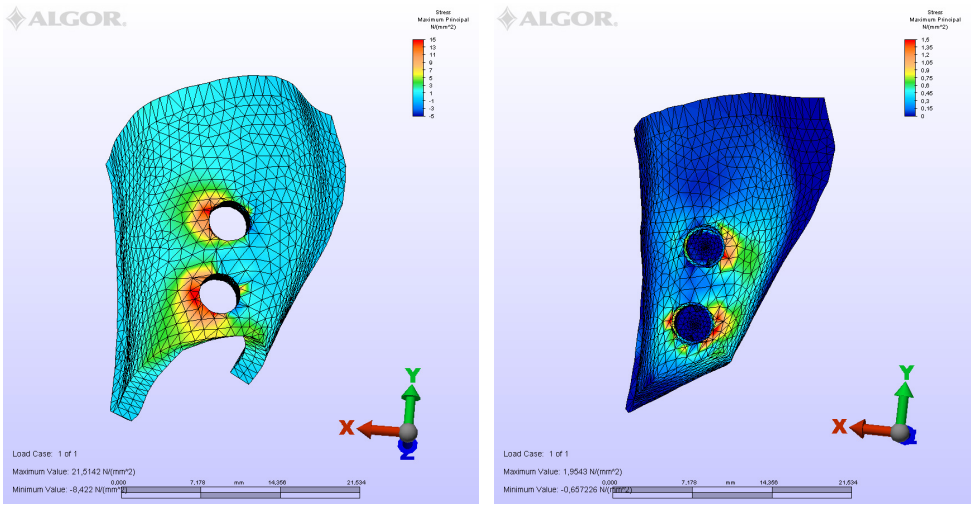


Şekil 4-101: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Dördüncü modelde oblik yükleme ile düz implant ile düz post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi değeri 1PM implantın mezyo-palatinal boyun bölgesinde 15,85 MPa olarak bulunmuştur. 2PM implantta en yüksek değer palatinal boyun bölgesinde 12,48 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler kemikte meydana gelen en yüksek gerilme stresi değeri 1,23 MPa olarak implantların boyun bölgelerinin vestibülünde bulunmuştur (Şekil 4-102).

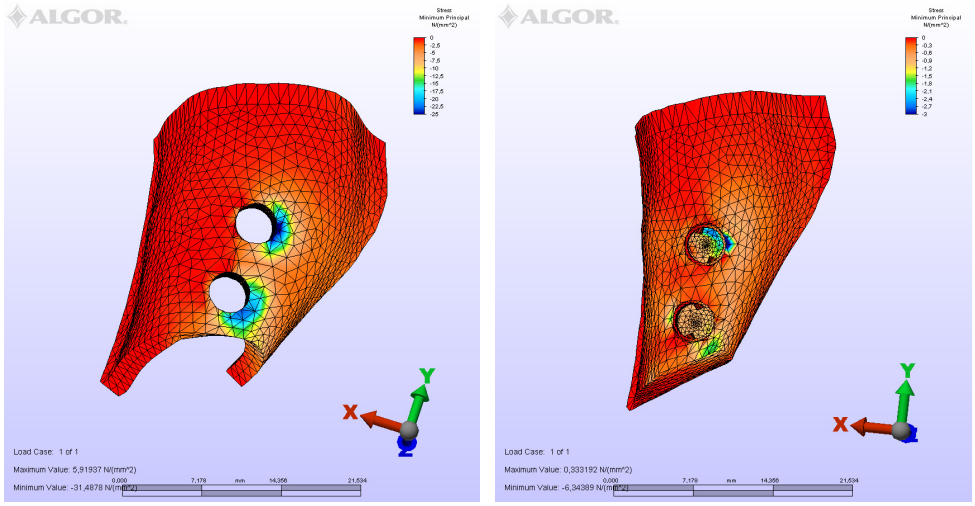


Şekil 4-102: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yükleme ile kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi değeri 12,52 MPa olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 3,19 MPa olarak vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür. Yüksek sıkışma stresi değerleri aynı zamanda 2PM implantın apeks bölgesinin distalinde görülmüştür (Şekil 4-103).



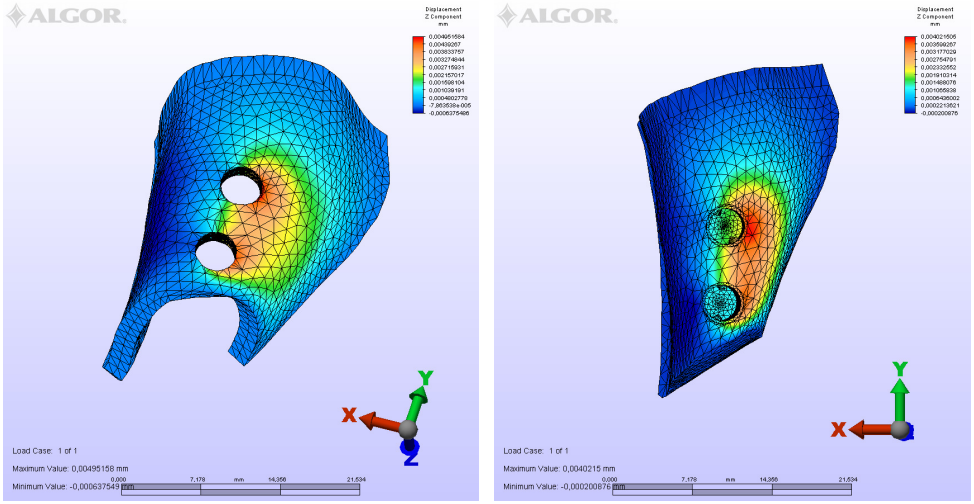
Şekil 4-103: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yükleme ile düz implant ile düz post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme değeri 0,00405 mm olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 0,00301 mm olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Yer değiştirme koronal yönde görülmüştür (Şekil 4-104).

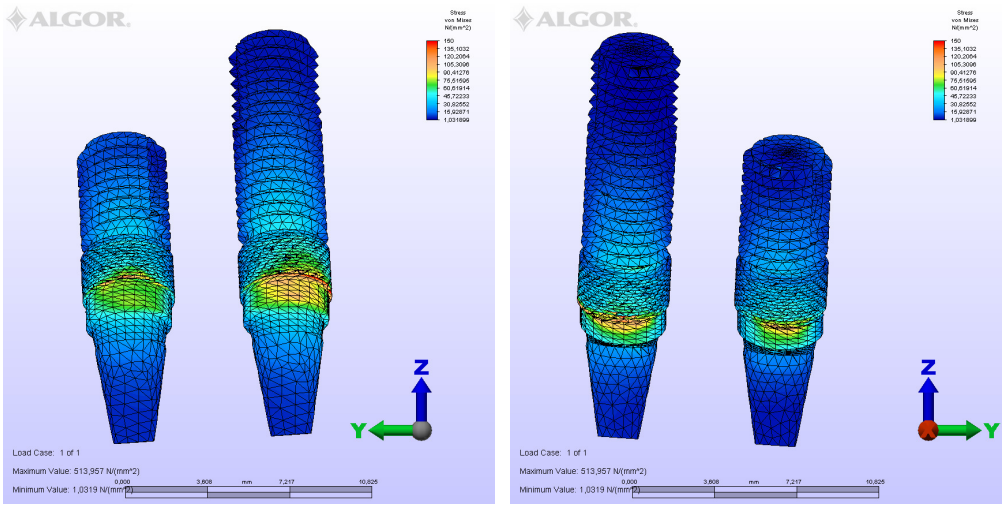


Şekil 4-104: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

4.4.3.2. Açılı İmplant İle Açılı Post Kullanıldığında Elde Edilen Bulgular

- **Von Misses Stres Değerlerine Ait Bulgular**

Düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda en yüksek Von Misses stres değeri 105,45 MPa olarak 1PM implantın postla birleştiği mezyo-vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur. 2PM implantaki stres değeri palatinal boyun bölgesinde 75,51 MPa olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-105).

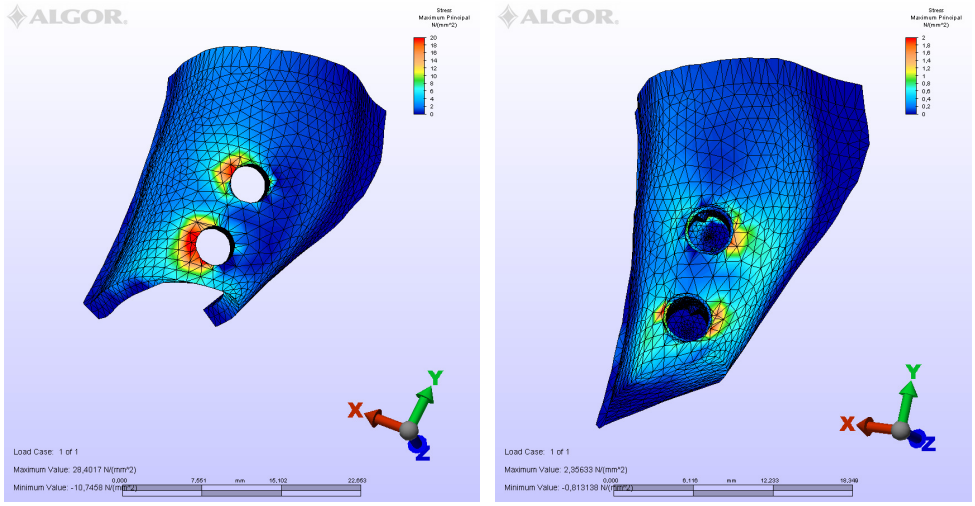


Şekil 4-105: Dördüncü modelde düz implant ile düz post kullanıldığında oblik yükleme ile implantlarda görülen Von Misses stres dağılımı

- **Gerilme Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yükleme ile açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek gerilme stresi değeri 23,52 MPa olarak 1PM implantın mezyo-palatinal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte en yüksek değer 1PM implantın vestibüler boyun bölgesinde 2,35 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-106).

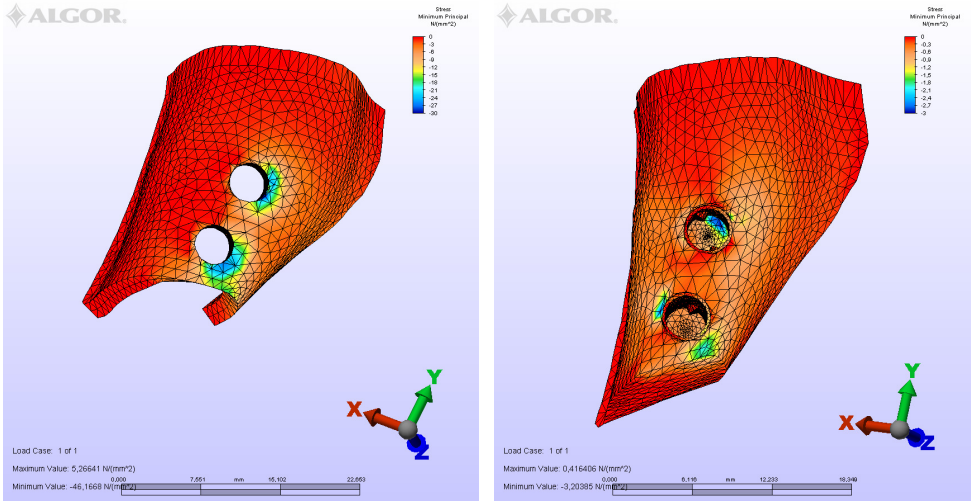


Şekil 4-106: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen gerilme stresi dağılımı

- **Sıkışma Stresi Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yükleme ile en yüksek sıkışma stresi kortikal kemikte 19,88 MPa değerinde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde bulunmuştur.

Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stresi 2PM implantın apeksinin distalinde 4,79 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4-107).

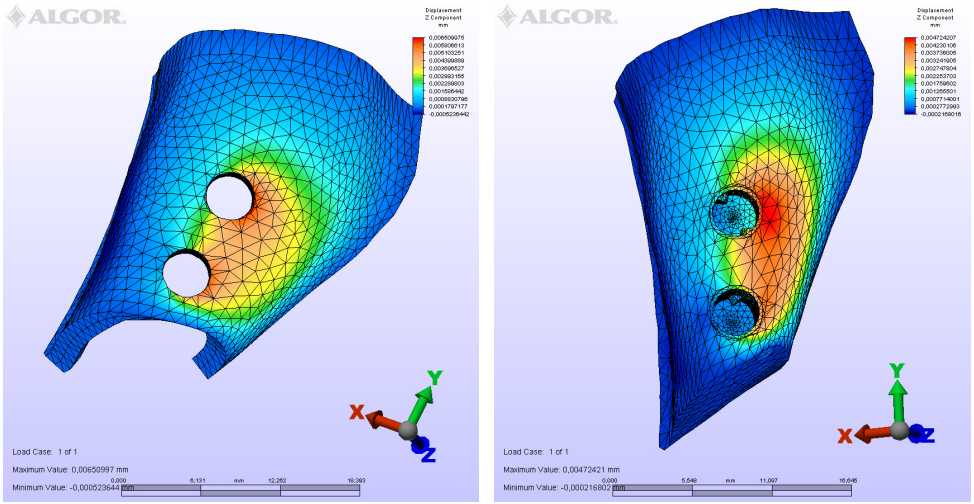


Şekil 4-107: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen sıkışma stresinin dağılımı

- **Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular**

Oblik yükleme ile açılı implant ile açılı post kullanıldığında kortikal kemikte en yüksek yer değiştirme 0,00595 mm değerinde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde koronal yönde görülmüştür.

Trabeküler kemikte en yüksek yer değiştirme değeri 0,00422 mm olarak 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinde koronal yönde bulunmuştur (Şekil 4-108).

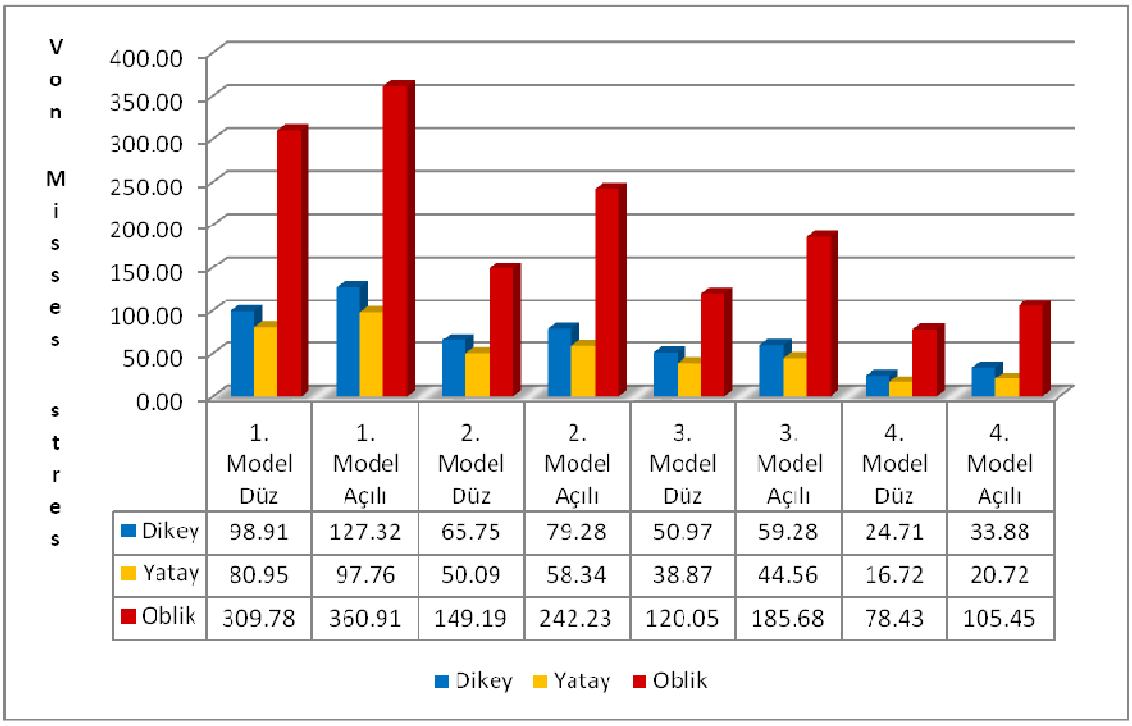


Şekil 4-108: Dördüncü modelde açılı implant ile açılı post kullanıldığında oblik yükleme ile kortikal ve trabeküler kemikte görülen yer değiştirmenin dağılımı

Tablo 4-1: Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen maksimum Von Misses stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	98,91	127,32	80,95	97,76	309,78	360,91
2. MODEL	65,75	79,28	50,09	58,34	149,19	242,23
3. MODEL	50,97	59,28	38,87	44,56	120,05	185,68
4. MODEL	24,71	33,88	16,72	20,72	78,43	105,45

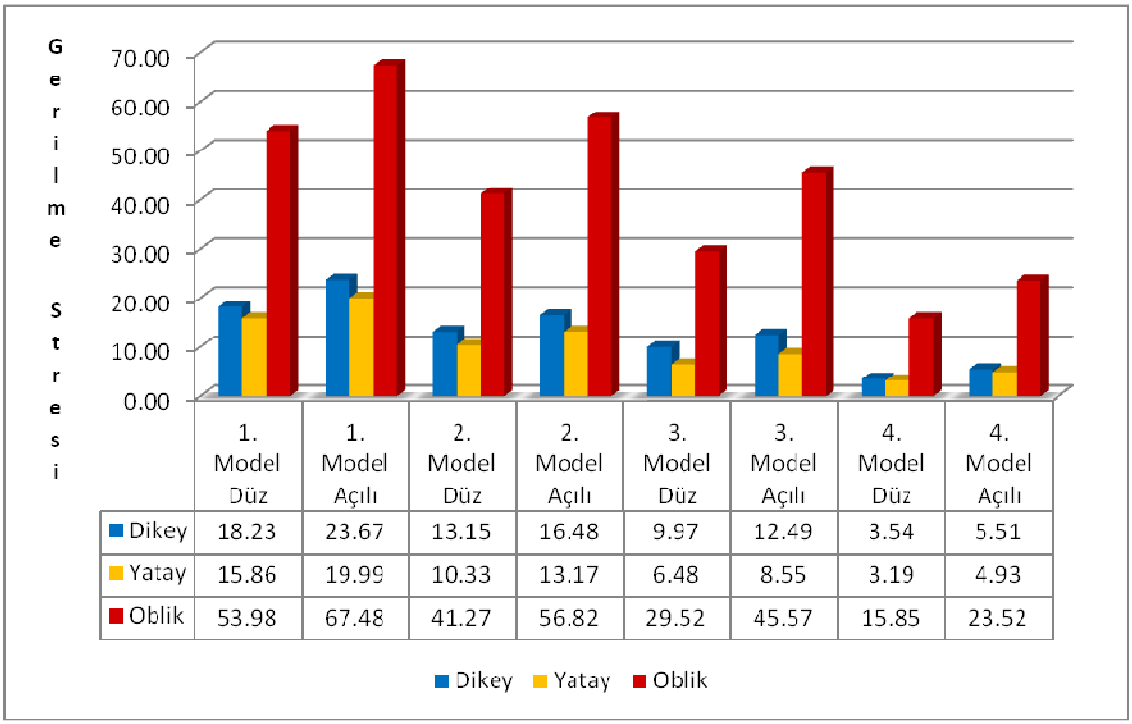
Grafik 4-1: Tüm modellerde yüklemeler sonucu implantlarda ölçülen maksimum Von Misses stres değerleri (MPa)



Tablo 4-2: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	18,23	23,67	15,86	19,99	53,98	67,48
2. MODEL	13,15	16,48	10,33	13,17	41,27	56,82
3. MODEL	9,97	12,49	6,48	8,55	29,52	45,57
4. MODEL	3,54	5,51	3,19	4,93	15,85	23,52

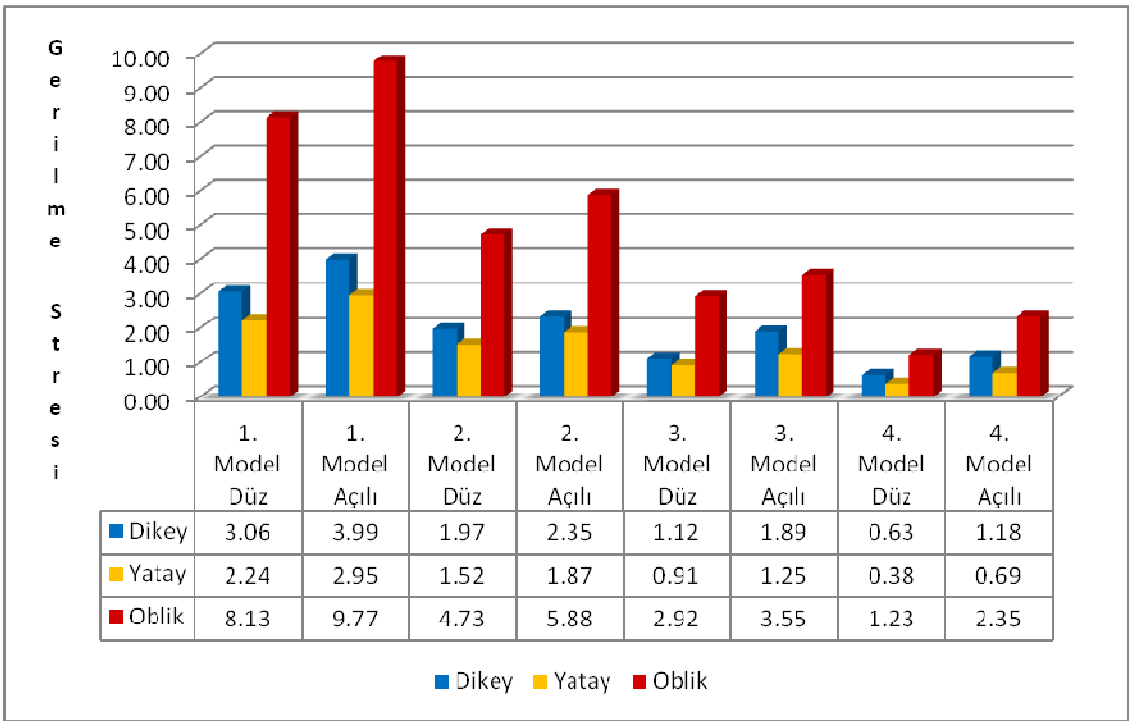
Grafik 4-2: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-3: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	3,06	3,99	2,24	2,95	8,13	9,77
2. MODEL	1,97	2,35	1,52	1,87	4,73	5,88
3. MODEL	1,12	1,89	0,91	1,25	2,92	3,55
4. MODEL	0,63	1,18	0,38	0,69	1,23	2,35

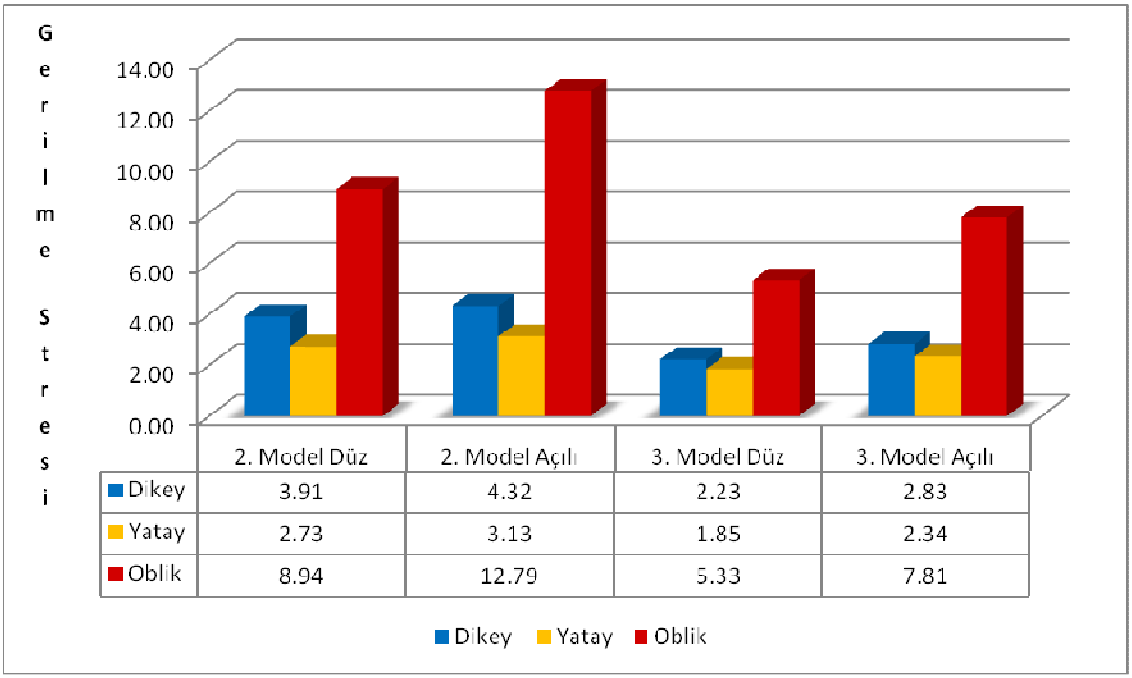
Grafik 4-3: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-4: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
2. MODEL	3,91	4,32	2,73	3,13	8,94	12,79
3. MODEL	2,23	2,83	1,85	2,34	5,33	7,81

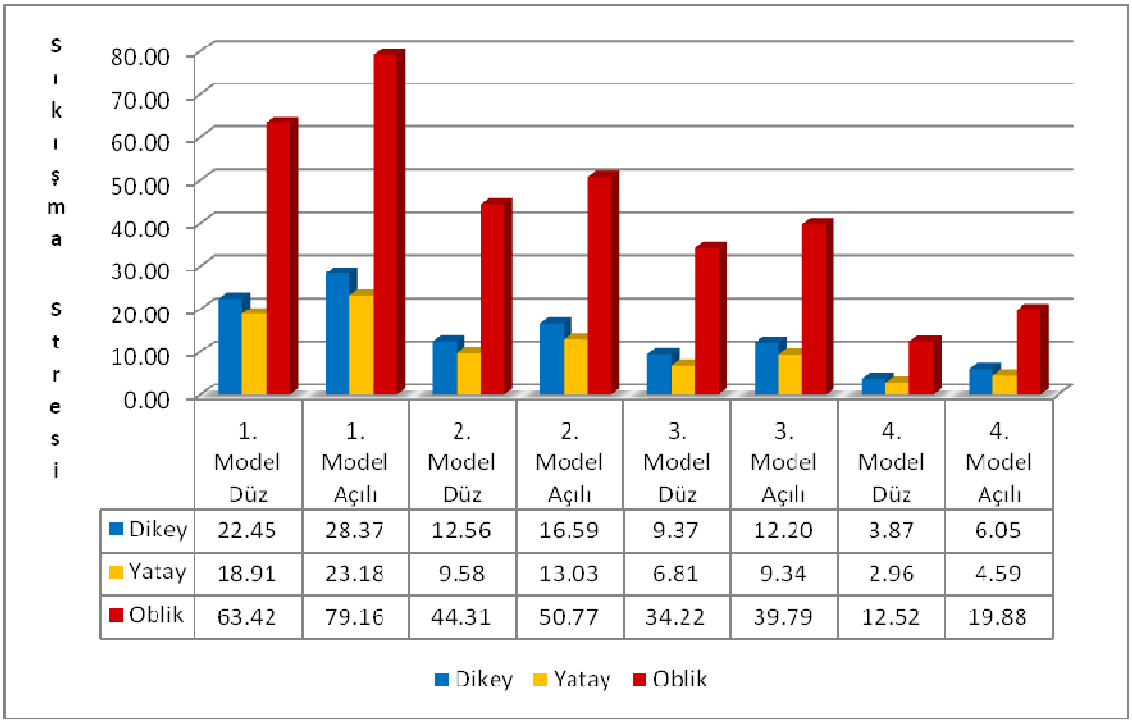
Grafik 4-4: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum gerilme stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-5: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	22,45	28,37	18,91	23,18	63,42	79,16
2. MODEL	12,56	16,59	9,58	13,03	44,31	50,77
3. MODEL	9,37	12,20	6,81	9,34	34,22	39,79
4. MODEL	3,87	6,05	2,96	4,59	12,52	19,88

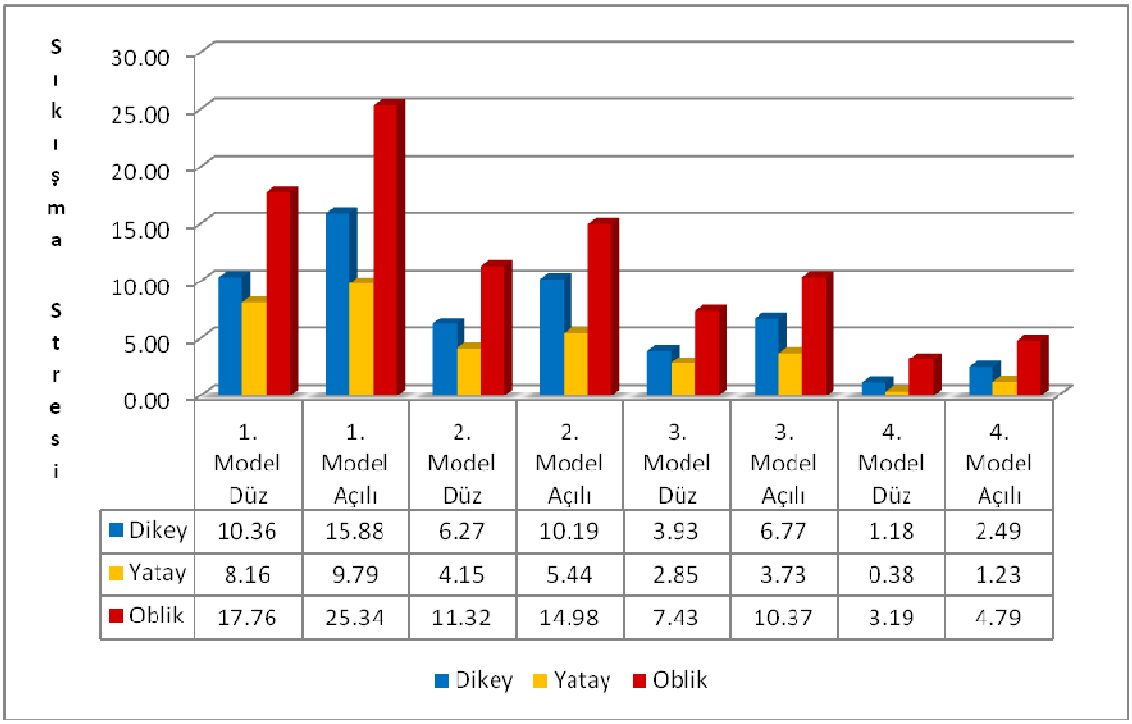
Grafik 4-5: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-6: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	10,36	15,88	8,16	9,79	17,76	25,34
2. MODEL	6,27	10,19	2,15	5,44	11,32	14,98
3. MODEL	3,93	6,77	1,85	3,73	7,43	10,37
4. MODEL	1,18	2,49	0,38	1,23	3,19	4,79

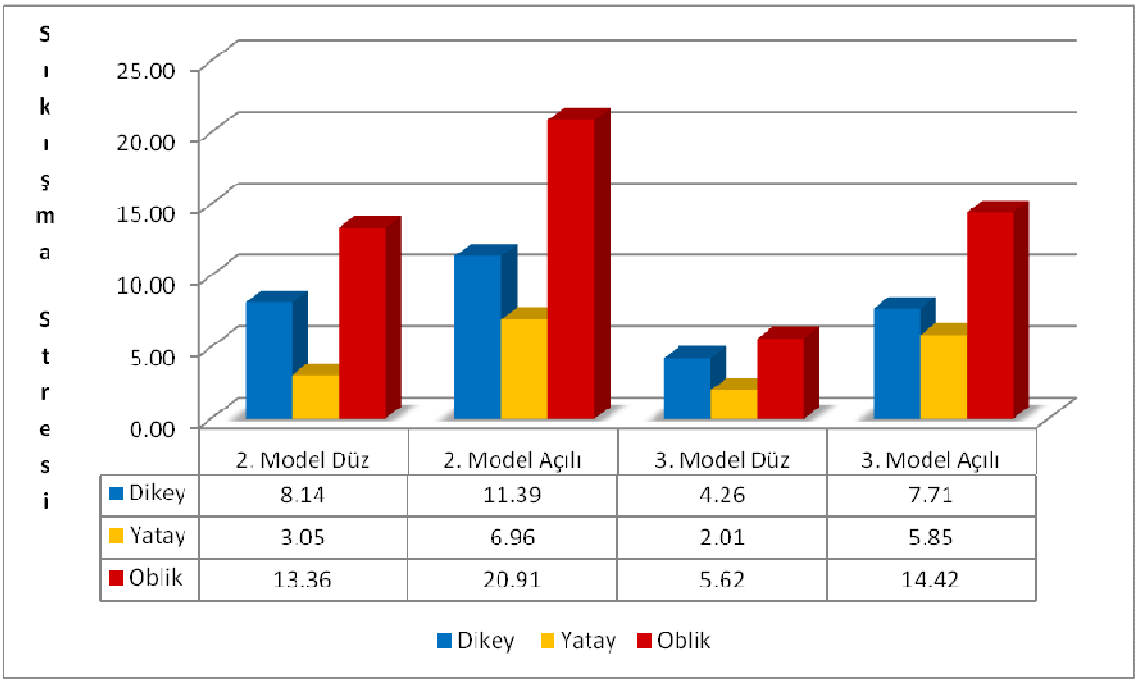
Grafik 4-6: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-7: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
2. MODEL	8,14	11,39	3,05	6,96	13,36	20,91
3. MODEL	4,26	7,71	2,01	5,85	5,62	14,42

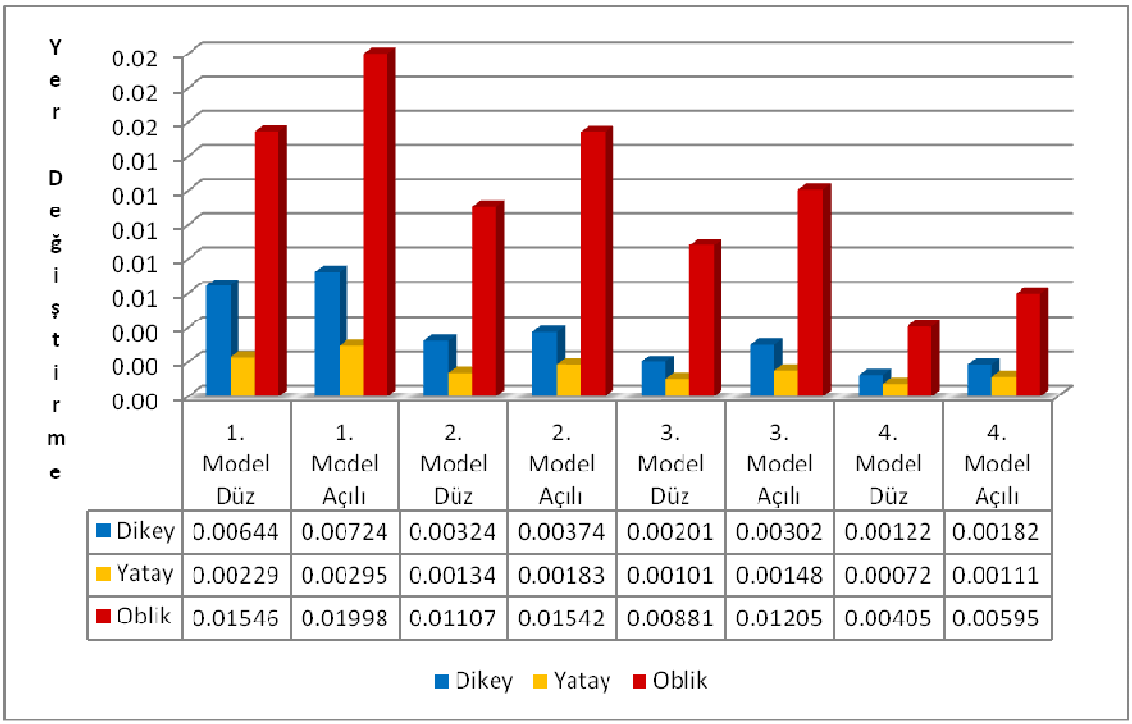
Grafik 4-7: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum sıkışma stresi değerleri (MPa)



Tablo 4-8: Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen yer değiştirme miktarları (mm)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
1. MODEL	0,00644	0,00724	0,00229	0,00295	0,01546	0,01998
2. MODEL	0,00324	0,00374	0,00134	0,00183	0,01107	0,01542
3. MODEL	0,00201	0,00302	0,00101	0,00148	0,00881	0,01205
4. MODEL	0,00122	0,00182	0,00072	0,00111	0,00405	0,00595

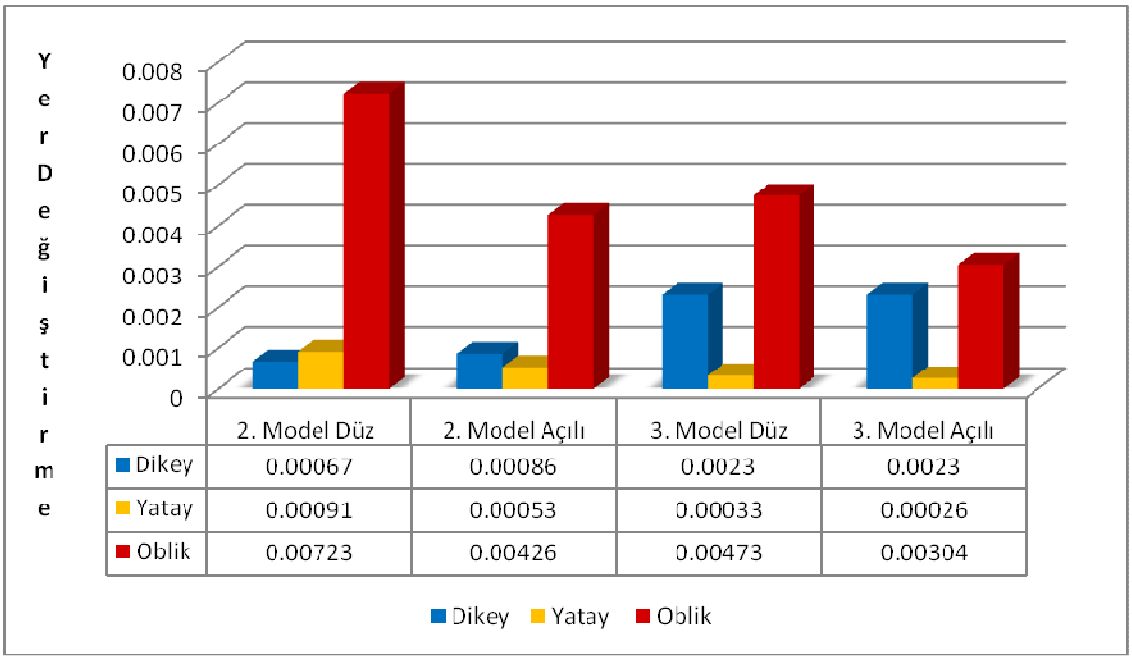
Grafik 4-8: Tüm modellerde yüklemeler sonucu ölçülen maksimum yer değiştirme miktarları (MPa)



Tablo 4-9: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen yer değiştirme miktarları (mm)

	DİKEY		YATAY		OBLİK	
	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI	DÜZ	AÇILI
2. MODEL	0,00067	0,00086	0,00091	0,00053	0,00723	0,00426
3. MODEL	0,0023	0,0023	0,00033	0,00026	0,00473	0,00304

Grafik 4-9: İkinci ve üçüncü modellerde yüklemeler sonucu sinüs kortikal kemiğinde ölçülen maksimum yer değiştirme miktarları (mm)



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada posterior atrofik maksillada, implantların düz veya açılı yerleştirildiği durumlarda hazırlanan dört farklı implant üstü protetik restorasyona (M1, M2, M3, M4) gelen yüklerin implantlara iletilen Von Misses stresi ile implantların çevresindeki kemiğe iletilen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmeye etkilerinin sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmesi yapılmıştır.

Günümüzde giderek yaygınlaşan implant uygulamaları, eskiden hareketli protez kullanmaya mahkum olan serbest sonlu diş arkına sahip hastaların, sabit protetik restorasyonlar kullanmasını sağlamaktadır. Posterior maksillanın yapısından ve anatomik konumundan dolayı, zayıf kemik kalitesi ve maksiller sinüse olan komşuluğu implantların başarı oranlarını düşürmektedir. Kemik yüksekliğinin kısıtlı olduğu durumlarda sinüs ogmentasyon cerrahisi gerekmektedir. Fakat bu yöntemin ileri cerrahi tekniği olması ile beraberinde getirdiği riskler, tedavi süresi ve maliyeti, bazı hastalarda uygulamadan kaçınmamız gerektiğini düşündürmektedir.

Bu aşamada akla gelen ilk soru, atrofik posterior maksillada sinüs lifting yapılmadan, implantlar ile desteklenen protez uygulamalarından hangisinin tercih edilmesi gerektiğidir.

Biyomekanik kökenli bir probleme cevap arandığı için, konunun ele alındığı biyomekanik araştırma metodları incelenmiştir.

Dişhekimliğinde; diş, periodonsiyum, çene-yüz sistemi, diş ve implant üzerine yapılan restorasyonlar ve protezler üzerinde oluşabilecek gerilmelerin lokalizasyonunu ve şiddetini saptamak amacıyla, çeşitli stres analizi yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu yöntemler; kırılgan vernik yöntemi, gerinim ölçme yöntemi, fotoelastik gerilme analizi yöntemi, holografik interferometre, radyotelemetri ile analiz yöntemi ve sonlu elemanlar analiz yöntemidir [51,125,159-161].

Son senelerde özellikle implantların desteklediği protezlerin, kemiklerdeki stres dağılımlarını ne şekilde etkilediğini araştırabilmek için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu

(3D) sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde simüle ettiği gösterilmiştir. Bu yöntemle incelenmesi istenen karmaşık yapıdaki cisim, bilgisayar üzerinde hesap yapılabilmesi daha kolay olan küçük geometrik şekillere (elemanlara) dönüştürülmektedir. Bütüne ait çözümü elde etmek için her bir sonlu elemana ait çözümler yapılarak alınan sonuçlar birleştirilmektedir.

Sonlu elemanlar analizi sıklıkla bir yapının kendisinin ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemede kullanılır. Fiziksel bir problemin matematiksel modele dönüştürülmesi belirli varsayımlar gerektirir ki bu da modelin oluşturulması ve analizinin yapılabilmesi için önemli bir önkoşuldur. Kemik-implant ara yüzündeki ilişkinin kompleks histomorfometrik özellikleri, araştırmacıları problemi basite indirgemeye zorlamaktadır. Bu varsayımlar sonlu elemanlar analizi sonuçlarının doğruluğunu belirgin oranda etkilemektedir. Ancak birçok çalışmada sonlu elemanlar analizi diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve birbirleriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir [162-164].

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj, doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur [87]. Çalışmamızda üst çene kemiği, homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip bir yapı olarak kabul edilmiştir. Oysa üst çene kemiği transversal yönde izotropiktir ve homojen olmayan bir yapıdır. Model oluşturma amacıyla kullanılan tomografik görüntülerde kortikal kemik kalınlığı kemiğin değişik bölgelerinde farklılık göstermektedir. Kortikal kemikteki bu farklılıkların hazırladığımız modele birebir olarak aktarılması teknik olarak mümkün olmadığından kortikal kemik kalınlığı her tarafta ortalama 1,5 mm kabul edilmiştir. Buna bağlı olarak çalışmamızdan elde edilen sonuçlar değerlendirilirken kortikal kemik kalınlığı arttığında kemikte oluşacak gerilimlerin azalacağı, kalınlık azaldığında ise gerilimlerin artacağı göz ardı edilmemelidir. Buna ilave olarak implantların %100 oranında osseointegre olduğu düşünülmüştür. Oysa histolojik veriler, kemik-implant birleşiminin hiçbir zaman %100 olmadığını göstermektedir [139,165]. Bu yüzden diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da sonlu elemanlar yönteminin, yönteme ait bir takım kısıtlamaların olduğu kabul edilmelidir.

Yapılan literatür taramasında, kemik kalitesi, kemik kantitesi [140,142,143] ve alt çenede protetik restorasyon çeşitlerinin implant üzerine etkilerini saptayan çalışmaların [105] bulunduğu tespit edilmiştir. Ancak, atrofik posterior maksillada bukko-palatinal yönde açılı yerleştirilmiş implantlar üzerine uygulanan protetik restorasyonların çeşitli dizaynlarının implantlar üzerine ilettikleri streslerin araştırıldığı az sayıda klinik çalışmalara rastlanmış [48,86,88,89,94], sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalara rastlanmamıştır. Bu nedenle bizim çalışmamızın bu konuyu aydınlatacağını düşünmekteyiz.

Daha uzun implantlar yerleştirilmesi, kemikten daha fazla destek sağlanması ve maksillanın rezorpsiyon paternine uygun olarak bukko-lingual yönde yerleştirilmesi açısından, implantlar açılı konumlandırılmaktadır [86].

Koutouzis ve Wennström [48] yaptıkları retrospektif çalışmalarında 5 senelik, aksiyel ve ≤30º mezyo-distal yönde non-aksiyel yerleştirilmiş implantların, marjinal kemik kayıplarına bakmışlardır**.** Fonksiyon altında olan aksiyel implantlarda %30 kemik kaybı görülürken, non-aksiyel yerleştirilmiş implantlarda bu oran %33 olarak bulunmuştur. Aksiyel ve non-aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Aparicio ve arkadaşları [88] 25 hastada maksillaya yerleştirdikleri 101 aksiyel ve non-aksiyel implantın 5 senelik takip sonucunda kemik yüksekliği açısından hiç bir fark bulmamışlardır.

Yapılan çalışmalarda üç senelik takip çalışmaları sonucu, açılı postlar kullanılarak non-aksiyel implantlardaki açı kompanse edilmiştir ve aksiyel ve non-aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında kemik yıkımı açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Verilerde açılı post kullanılan implantlarda başarısızlık oranında bir değişiklik olmadığı saptanmıştır [86,89,94].

Çalışmamızda, posterior maksilla bölgesini simüle etmek için modellenen maksilladan, posterior maksillayı temsil eden bir kemik kesiti kullanılmıştır. Seçilen maksilla kesitinin boyutu, toplam stresi etkilemeyecek şekilde tercih edilmiştir.

Sato ve arkadaşlarının [165] yaptıkları 3D sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, modelin en uç kısmı ile implant arasında en az 4,2 mm'lik kemik varlığında implant çevresi kemikteki stres değerlerine ait sonuçlar güvenli olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda bu mesafe en az 10 mm olarak modellenmiştir.

Yükleme ve sınır koşulları belirtildiğinde, oklüzyon sırasındaki kuvvetler ve karşı cevaplar dikkate alınmıştır. Fizyolojik olarak, oklüzal kuvvetler çiğneme kaslarından oluşturulmaktadır. Mandibulanın hareketi kısıtlandığında, oklüzal kuvvetler temporomandibüler eklemde ve oklüzal ısırma noktalarında karşı cevaba neden olmaktadır. Bizim çalışmamızda, bu fizyolojik koşullara, tüm maksillayı modelleyerek yaklaşılabilirdi fakat bunun karmaşık ve zaman alıcı olmasından dolayı daha küçük modeller tercih edilmiştir. Meyer ve arkadaşları [155] yaptıkları 3D sonlu elemanlar analizi çalışmasında, yükleme ve sınır koşulları gerçeğe yakın uygulanan mandibulanın tamamını içeren modele ait sonuçların, bir tek interforaminal bölgeyi içeren mandibula kesitinin sonuçları ile benzer olduğunu kanıtlamışlardır.

Tüm materyallerin linear elastik kabul edilmesinden dolayı, modeldeki stresler kuvvet ile doğru orantılı olarak artacaktır. Bununla beraber, sonlu elemanlar analizi programına aktarılan materyal özellikleri, geometri, yük ve kontak yüzeyleri gibi verilerin basitleştirilmesinden ve gerçeğin bu simülasyondan daha kompleks olmasından dolayı, sonuçları klinikte uygularken, modeller arası kalitatif (niteliksel) karşılaştırmayla çıkarılan sonuçları göz önüne almak, analizden çıkarılan kantitatif (sayısal) sonuçlara göre hareket etmekten daha doğru olacaktır [105,156,166].

Bu nedenle, Hassler ve arkadaşlarının [20] yaptıkları hayvan deneyinde, kemiğin 0.25-0.4 kgf/mm^2'lik sıkışma kuvvetleri altında aktif remodeling gösterdiği, 0.45 kgf/mm^2'lik sıkışma kuvvetleri altında ise remodeling'in azaldığı; Brochers ve arkadaşlarının [21] da kemiğin, sıkışmaya dayanma kuvvetinin sınırının 2.5 kgf/mm^2 olduğunu belirten sonuçları, sonlu elemanlar analizinden çıkarılan sayısal sonuçlarla birebir karşılaştıramamaktayız.

Çalışmamızda modeller oluşturulurken, cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına ve sonuçları etkileyecek hataların oluşmamasına dikkat edilmiştir. Ancak 'üç' boyutlu modelleme yapılması ve değişkenlerin çok oluşu modellerin sayısını, dolayısıyla düğüm ve eleman sayısını arttırmaktadır. Bunun biri olumlu diğeri olumsuz iki sonucu vardır. Birincisi eleman sayısı arttığı için analizlerin daha sağlıklı bir netice vermesi; ikincisi detaylı bir modeli oluşturmak için daha çok dikkat ve zaman harcanmasıdır. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, düğüm noktası ve eleman sayısının oldukça fazla olduğu görülmektedir [147-149].

Sato ve arkadaşları [167] sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki elemanların boyutlarına bağlantılı olduğunu bildirmişlerdir. Kemik trabekülasının genişliğinin 150-250 µm olmasından dolayı matematiksel modeldeki eleman boyutunun da bu aralıkta olması daha doğru sonuçların çıkarılmasına yol açmaktadır. Elemanların 150-300 µm civarı boyutlarında seçilmesi, kemik trabeküllerinin boyutlarına uygun olması yanında, sonlu elemanlar analiz yönteminin bilgisayar hafızasını ve hesaplama süresini efektif olarak kullanılmasını sağlamaktadır. Eleman boyutlarının küçültülmesi ve dolayısıyla arttırılması durumunda, çalışmanın sonuçlarını iyi yönde etkilediği sanılmakta fakat Sato ve arkadaşlarının [167] yaptıkları çalışmada, eleman boyutları 300 µm olan model ile eleman boyutları 75 ve 150 µm olan modeller karşılaştırıldığında, saptanan stres değerleri tamamen benzer bulunmuştur. Bu nedenle, eleman boyutlarının 75 veya 150 µm'den fazla küçültülmesi trabeküler kemiğin doğal yapısından uzaklaştırmakta ve bilgisayar programına elemanların sayısının yükselmesiyle gereksiz yük bindirilmektedir. Bizim çalışmamızda, Sato ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya dayanarak, 173- 300 µm boyutlarında elemanlar kullanılmıştır. Bu şekilde hem trabeküler kemiğin doğal yapısı simüle edilmiştir hem de bilgisayarın hafıza ve çalışma süresi efektif kullanılmıştır.

Biyomekanik faktörler kemik-implant ara yüzündeki ilişkinin sağlığı yönünden önemli faktörlerdir [26,47,52,105,168].

Mekanik yüklemelerin implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinmektedir. Mekanostat konseptine göre, kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisindeyse, kemik yıkımı ve yapımı bir dengededir ve kemik

seviyesi korunmaktadır. Dolayısıyla kemik içerisindeki yoğunluğuna göre, kemiklerde apozisyon veya rezorpsiyon görülmektedir. Fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerine ulaşırsa kemik-implant ara yüzünde başarısızlıklar oluşur. Kemikler üzerinde etkili olan streslerin yetersizliği durumunda kemiklerde atrofi, lokal etkili yüksek stres bölgelerinde basınç nekrozu, mikrofraktürler, marjinal kemik seviyesinde kayıp ve potansiyel implant kaybı görülebilir [25,28,29169,170].

İmplantların başarısı için osseointegrasyonun sağlanmasında öncelikli olarak implantın kemik içerisindeki stabilizasyonu önemlidir. Atrofik posterior maksillada, implantın yerleştirildiği ve implantı çevreleyen doğal kemik dokusu, krestal kortikal kemik, trabeküler kemik ve sinüs tabanındaki kortikal kemik tabakasıdır [18].

Implantların bikortikal fiksasyonu, implantların primer stabilitesini arttıracağı ve bu sayede implantların mikro-hareketliliğinde azalma sağlayarak mekanik yüklemeler altında oluşacak streste bir azalma yaratacağı belirtilmiştir [150,171].

Tepper ve arkadaşlarının yaptığı bir üç boyutlu stres analizi çalışmasında, sinüs tabanını oluşturan kortikal kemiğin elimine edildiği durumlarda, edilmediği modele göre implant apeksinin 3 kat daha fazla yer değiştirme gösterdiği ölçülmüştür. Dolayısıyla implant üzerine gelen stresleri taşıyan önemli bölgelerden biri olan sinüs kortikal kemik tabakasının olmaması halinde trabeküler tabakadaki stres miktarında artış beklenmektedir [171].

Yapılan çalışmalarda, implantların kaybına, uygun olmayan yükleme koşullarının neden olduğu ve implantların uzun dönem başarısının osseointegrasyona ve özellikle krestal kemik yüksekliğinin korunmasına bağlı olduğu bildirilmiştir. İmplant uygulamalarından sonra krestal kemik yüksekliğinin korunması ise oklüzal kuvvetlerin uygun olarak dağıtılmasına ve implantın boyun kısmındaki kemik dokusunda oluşacak aşırı streslerin önlenmesine bağlıdır [56]. Stresleri en çok karşılayan ve streslerin yoğun olarak abzorbe edildiği tabaka diğer çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızda da dış kortikal kemik tabakasıdır. Özellikle kortikal kemik tabakasının çok ince olduğu durumlarda implant boyun bölgesini çevreleyen trabeküler kemik bölgesinde oldukça yoğun stres bölgeleri gözükecektir. Bu konuda yapılan birkaç in vivo çalışmada, okluzal

yüklemelerde implant boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemikte ileri derecede kemik yıkımı olduğu gözlemlenmiştir [105,140,142,171].

Literatürde bu çalışmaya benzer üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, en yüksek stres değerleri özellikle oblik kuvvetler altında, krestal kortikal kemik tabakasında gözlemlenmiştir [105,168]. Bizim çalışmamızda streslerin özellikle krestal kortikal kemik tabakasında, daha düşük miktarda olarak sinüs kortikal kemik tabakasında ve implantların boyun çevresindeki trabeküler kemikte yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Bizim çalışmamızda elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak stres değerleri saptanırken, kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılgan özellikte dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren gerilme ve sıkışma stresi değerlerinden (Gerilme stresi- Max Asal Stres, Sıkışma stresi- Min Asal Stres) yararlanılırken, titanyum, çelik gibi biçimlendirilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerlerinden faydalanılmıştır. Von Misses stres değerleri kırılgan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda bir fikir vermemektedir. Von Misses stres değeri, bileşke bir stres değeri olarak kabul edilmektedir [151].

Bütün modellerde bukko-palatinal kuvvetler altında daha yüksek stresler kaydedilmiştir. Bu sonuçtan yola çıkarak implantlar üzerine iletilen lateral kuvvetler komponentlerini minimize edecek oklüzal tablalar meydana getirmek gerekmektedir. Aynı prensibin oklüzal uyumlandırmalarda da göz önünde tutulması gerekmektedir [105].

İmplant boynunun çevresindeki kortikal kemik tabakası, literatürdeki birçok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da streslerin en yoğun olarak gözlemlendiği tabakadır [2,9,19,39,41,43,44,48,59,62,63,69,73,84,88,89,168,172]. Bu yoğunluğun en önemli sebepleri, bu tabakanın en yüksek stresleri karşılayan implant boyun bölgesini çevreliyor olması, kuvvet uygulanan bölgeye mesafe olarak en yakın bölge olması ve elastisite modülünün diğer tabakalara göre daha fazla olmasıdır. Dolayısıyla klinik

açıdan bakıldığında, implant cerrahisi sırasında bu bölgedeki kemik yıkımını önlememiz açısından öncellikle atraumatik çalışılmasına ve frezleme sırasında frezlerin sırasıyla ve yön değiştirmeden kullanılmasına dikkat edilmesi gerekmektedir. Ayrıca geniş çaplı implant kullanımının stresleri karşılaması açısından önemli bir faktör olmasına rağmen, implant boynu etrafındaki kortikal kemiği zayıflatmaması için kretin kalınlığı göz önüne alınarak optimal çapta implant seçilmesi gerekmektedir. Dolayısıyla implant tedavisinde önemli bir kriter olan, implant boyun bölgesini çevreleyen kemik seviyesindeki yıkımın nedenleri ve bizim çalışmamızda olduğu gibi gruplar arasındaki farkın incelenmesi, çalışmanın sonuçları açısından da önemli bir ölçüttür.

Trabeküler kemik, kortikal kemik tabakasından yapısal olarak oldukça farklıdır. Bizim çalışmamızın yöntemi gereği, kullanılan tüm materyallerin elastisite modülleri ve poisson katsayıları, elde edilecek sonuçları doğrudan etkilemektedir. Trabeküler kemik tabakasının elastisite modülünün kortikal kemik değerinden 1/10'dan daha küçük bir değerdir [3]. Genel olarak bir materyal ne kadar katı ise, stresleri o oranda daha fazla abzorbe eder. Özellikle kortikal kemik tabakasında oluşan streslerin, trabeküler kemiklerde oluşan streslerden oldukça büyük oluşunun bu temel yargıya bağlı olarak açıklanabilmesi olasıdır.

5.1. Modellerin Von Misses Stres, Gerilme Stresi, Sıkışma Stresi ve Yer Değiştirme Bulgularının Değerlendirilmesi

5.1.1. Birinci Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi

İmplantların birinci premolar (4.0mm x 13mm) ve ikinci premolar (4.0mm x 8mm) diş bölgelerine yerleştirildiği ve birinci molar kuronu kantilever olarak ekleyerek elde ettiğimiz üç üyeli protetik restorasyonlu birinci modelde dikey, yatay ve oblik yüklemeler ile maksimum Von Misses stresi, gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirme dağılımları incelendiğinde, dağılımın özellikle implantların boyun bölgelerinde yoğunlaştığı görülmektedir.

Maksimum Von Misses stres değeri implantların postla birleştiği boyun bölgesinde elde edilirken, maksimum gerilme ve sıkışma stresi değerlerinin kortikal ve trabeküler kemikte, implantın boyun çevresi bölgesinde ve de apeks çevresi bölgesinde oluştuğu saptanmıştır.

Maksimum Von Misses stres değeri, oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda, distal implantın postla birleştiği boyun bölgesinde disto-vestibüler yüzeyde görülmüştür. Streslerin bu bölgede görülmesinin birinci nedeni, 1M kuronunun kantilever olmasından dolayıdır. 1M kuronuna iletilen kuvvetler, hem premolarlara gelen streslerden daha yüksek olması hem de kantileverin altı doku destekli olmasından dolayı, mezyalinde bulunan 2PM implanta iletilmektedir. Böylece 2PM implant hem kantileverdan iletilen yükün büyük bir miktarını, hem de kendi üzerine gelen yükü taşımaktadır. İkinci neden olarak, bu implantın atrofik posterior maksillada bulunmasından dolayı kısa olması ve kendi içinde stresleri yeterince dağıtamaması ve rezorpsiyon paterni nedeniyle açılı yerleştirilmesinden dolayı, iletilen yükü karşılamada zorlanmaktadır ve tüm modellerimizde bulunan stres değerlerinin en yüksek değerini göstermektedir. Bu nedenle, bu tip vakalarda bu tip restorasyonları önermemekteyiz.

Bu modelde, en yüksek gerilme ve sıkışma streslerine bakıldığında; gerilme stresleri, kortikal kemikte 1PM implantın çevresindeki mezyo-palatinal yüzeyde görülürken, trabeküler kemikte 2PM implantın disto-vestibülünde görülmekte, sıkışma stresleri ise kortikal kemikte disto-vestibüler boyun bölgesinde görülürken, trabeküler kemikte 2PM implantın disto-vestibüler apeks bölgesinde tespit edilmiştir. Bu maksimum değerler ve dağılımlar, oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda görülmüştür. Weinberg [104] kantileverli sabit protezlerde stresin, apikalde en distal implantta, oklüzalde ise önündeki kuron üyesinde en yüksek noktaya ulaştığını bildirmiştir.

Bu modelde, yer değiştirmenin yönü genel olarak tüm yüklemelerde 2PM implantın vestibüler boyun bölgesinin çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte koronal yönde gözlemlenmiştir. Maksimum yer değiştirme, oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda görülmüştür. Maksimum yer değiştirme, diğer modellerden farklı olarak, kantilever faktöründen dolayı, rotasyonlu görülmüştür. Protetik restorasyon rotasyon yaparak, koronal ve disto-vestibüler yönde yer değiştirme göstermiştir. Bu rotasyonlu yer değiştirmenin, fulkrum ekseni görevi gördüğünden

dolayı özellikle distal implantı etkilemektedir. Kantilever yapıldığında, 1.sınıf kaldıraç oluşur ve distal implant fulkrum ekseni olarak hizmet etmeye başlar [56].

Dikey yüklemede kantilever, protezin vertikal düzlemde rotasyonel yer değiştirmesine neden olduğu görülmüştür. Oblik yüklemede, vertikal düzlemde rotasyonun yanında horizontal düzlemde de rotasyonel yer değiştirmeye neden olmuştur. Yatay yüklemede ise, kantilever, protezin horizontal düzlemde disto-bukkal yönde rotasyonuna neden olmuştur.

5.1.2. İkinci Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi

İmplantların birinci premolar ve birinci molar diş bölgelerine yerleştirildiği, birinci molar diş bölgesine yerleştirilen implanta bikortikal fiksasyon sağlandığı ikinci modelde, dikey, yatay ve oblik yüklemeler ile maksimum Von Misses stresi, gerilme stresi ve sıkışma stresi dağılımları incelendiğinde, dağılımın her iki implantın boyun bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür.

Maksimum Von Misses stres değeri, oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda, distal implantın postla birleştiği boyun bölgesinde vestibüler yüzeyde görülmüştür. Bu streslerin, 1M implantın kısa olması ve premolarlardan daha yüksek kuvvet alması sonucu distal yüzeyde beklenirken vestibüler yüzeyde görülmesi, bu implantın sinüs kortikal kemiğinden, mezyal implantla benzer stresler gösterecek kadar yeterince desteklendiğini göstermektedir. Kısa implantın kendi içinde stresleri yeteri kadar dağıtamamasından dolayı, uzun implantın apeksinde daha düşük stresler görülürken, bu implantın apeksinde yüksek stresler görülmektedir. Bu streslerin kortikal kemikle desteklenmemesi durumunda, kortikal kemiğinden 10 kat daha zayıf olan trabeküler kemikte aşırı stresler yaratabilmektedir.

Fakat bu modelde görülen gerilme ve sıkışma streslerine dayanarak, kısa ve uzun implantlardan kemiğe iletilen streslerde büyük farklar görülmediğini söyleyebiliriz. Maksimum stresler oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda görülmüştür. Maksimum gerilme stresi kortikal kemikte her iki implantın palatinal boyun bölgelerinde, trabeküler kemikte ise vestibüler boyun bölgelerinde benzer değerlerde görülmüştür. Maksimum sıkışma stresi, kortikal kemikte 1M implantın vestibülo-distal boyun bölgesinde, trabeküler kemikte 1M

implantın vestibüler boyun yüzeyinde, sinüs kortikal kemiğinde ise trabeküler kemiğindeki görülen stres değerinden daha yüksek bir değerde yine vestibüler yüzeyde görülmüştür.

Sinüs kemiğinde, trabeküler kemiğinkinden daha yüksek stres çıkması, sinüs kortikal kemiğinin, streslerin karşılanmasında trabeküler kemikten daha önemli bir rol oynadığını göstermektedir.

Distaldeki implant etrafında, hem kısa olması hem de molar bölgede konumlanmasından dolayı, daha yüksek stresler bulunması beklenirken streslerin beklenilenden düşük olması, sinüs kortikal kemiğindeki streslerin araştırılmasından elde edilen değerlerden yola çıkarak, bikortikal fiksasyona bağlanmaktadır. Bu modelde, trabeküler kemikte görülen maksimum sıkışma stres değeri 14.98 MPa bulunurken, sinüs kortikal kemiğindeki maksimum sıkışma stres değeri 20.91 MPa bulunmuştur. Sinüs kortikal kemiğindeki değerlerin trabeküler kemiğin değerlerinden daha yüksek olması, bu tabakanın stresleri abzorbe ettiğini, daha zayıf olan trabeküler kemiğin yükünün hafiflettiğini göstermektedir.

Sinüs kortikal kemiğinin 1M implantı desteklemesinden dolayı, tüm yüklemelerde stres dağılımları birinci modele nazaran, sadece distal implantta yoğunlaşmamış, mezyal implantla da bölüşülmüştür.

Bu modelde, her yüklemede gerilme stresi veya sıkışma stresi değerleri değerlendirildiğinde, düz implant-düz post kombinasyonu kullanıldığında hem kortikal hem trabeküler kemikte hem sinüs kortikal kemiğinde açılı implant-açılı post kullanılmasına göre daha düşük streslere yol açtığı sonucuna varılmıştır.

Bu modelde, yer değiştirmenin yönü genel olarak tüm yüklemelerde 1M implantın vestibüler boyun bölgesinin çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte palatinalden vestibüle doğru koronal yönde gözlemlenmiştir. Her yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonu kullanımında daha yüksek yer değiştirme değerleri elde edilmiştir. Birinci modelde kantilever faktöründen dolayı yer değiştirme sırasında rotasyon görülürken, bu modelde rotasyon miktarı minimum düzeyde görülmektedir.

Dikey yüklemede her iki post çeşidinde yer değiştirme dağılımı hem koronale doğru hem mezyalden distale doğru iken, yatay ve oblik yüklemelerde dağılım koronal yönde, palatinalden vestibüle doğru ve bir miktar mezyalden distale doğru görülmektedir. Oblik yüklemede diğer yüklemelere nazaran daha yüksek değerler gözlemlenmiştir.

5.1.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi

İmplantların birinci premolar (13mm), ikinci premolar (8mm) ve birinci molar (8mm) dişlerin yerine yerleştirildiği, 1M implantta bikortikal fiksasyon sağlandığı, üç üyeli protetik restorasyonlu, üçüncü modelde tüm yüklemelerde düz implant-düz post kullanıldığında, açılı implant-açılı post kullanılmasına göre daha düşük Von Misses, gerilme ve sıkışma stresi ve yer değiştirme değerleri gözlemlenmiştir.

Oblik yönde yükleme yapıldığında, dikey ve yatay yönde yapılan yüklemeye göre daha yüksek değerler ölçülmüştür. Von Misses stresler her üç implantta da dağılım göstermiştir. Fakat az farkla da olsa en yüksek değerler 1M implantta görülmektedir. Bu farkın birinci molar dişine temporo-mandibüler eklem yakınlığı nedeniyle daha yüksek kuvvetler ile karşılaşmasına dayandırılmaktadır. İmplantlar arası stres farkının az olması, 2PM implantın kısa implant olmasına rağmen orta implant olması ile beraber, premolar pozisyonunda olmasından dolayı, dar oklüzal tablaya sahip olduğu için az yüke maruz kalmasından ve 1M implantın bikortikal fiksasyon sağlanarak yerleştirilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bu modelde, en yüksek gerilme ve sıkışma streslerine bakıldığında; gerilme stresleri kortikal kemikte, hem 1PM implantın hem 1M implantın çevresindeki palatinal yüzeyde benzer değerlerde görülürken, orta implantta çok düşük değerler görülmüştür. Trabeküler kemikte ise en yüksek gerilme değerleri 2PM implantın vestibülünde görülmektedir. Sıkışma streslerine bakıldığında, kortikal kemikte en yüksek değerler 1M implantın vestibüler boyun bölgesinde, trabeküler kemikte ise 2PM implantın apiko-vestibülünde görülmüştür. Sinüs kortikal kemiğinde görülen sıkışma stresi değerleri, trabeküler kemiğin değerlerine nazaran daha yüksek görülmüştür. Daha önce belirttiğimiz gibi, bu tabakadan destek alınması, diğer implantlardaki değerleri de düşürecektir. Bu maksimum değerler ve dağılımlar, oblik yüklemede, açılı implant-açılı post kombinasyonunda görülmüştür.

Maksimum yer değiştirme, protetik restorasyonun merkezi olan, 2PM implantın vestibüler yüzeyinde koronal yönde görülmüştür. Bu şekildeki yer değiştirme, mezyal ve distal implantın yükleri hemen hemen eşitlediklerini göstermektedir. Bu şekilde, yer değiştirme değerlerinin sonucunda da, bikortikal fiksasyonun önemi ortaya çıkmaktadır.

5.1.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Değerlendirilmesi

Sadece birinci premolar (13mm) ve ikinci premolar (8mm) dişler bölgesine yerleştirilen implantlardan oluşan dördüncü modelde Von Misses, gerilme, sıkışma stresi ve yer değiştirme değerleri tüm yüklemelerde düz implant-düz post kullanıldığında açılı implant ile açılı post kullanılmasından daha düşük değerler elde edilmiştir.

Bu modelde her iki implanta da eşit kuvvet iletilmesinden dolayı, implantlar ve etrafındaki stres değerleri yakın bulunmuştur. 2PM kısa implantta meydana gelen Von Misses streslerin maksimum değeri, 1PM uzun implantta meydana gelen stres değerinden daha yüksek olması beklenirken daha düşük bulunmuştur. Kemiğe bakılırsa, kısa implantın etrafındaki kemikte sıkışma stresleri daha yüksek, gerilme stresleri daha düşük bulunmuştur. Kısa implantın, kuronuyla beraber bir nevi kantilever etkisi göstermesi ve uzun implantın gömülen tarafa doğru eğilmesi sonucu, mezyalinde daha yüksek Von Misses stres değeri gösterdiğini düşünmekteyiz.

Yer değiştirme yönüne ve değerlerine bakıldığında, 2PM kısa implanttan kaynaklanan, koronal yönde mezyalden distale doğru ve en yüksek değerinin bu implantın vestibülo-distalinde tespit edilen bir yer değiştirme meydana gelmiştir.

[Modellerde oblik kuvvetlerin değerlendirilmesi sırasında, hem streslerin maksimum değerlerini gösterdiklerinden hem de gerçeğe yakın olmalarından dolayı daha ayrıntılı açıklama yapılmıştır].

5.2. Modeller Arası Karşılaştırma:

5.2.1. Modellerimizde Meydana Gelen Von Misses Streslerin Değerlendirilmesi:

Araştırmamızda tüm modellerde açılı yerleştirilen implantlar üstü açılı postlarda düz yerleştirilen implantlar üstü düz postlara nazaran açılılarda daha yüksek stres ve yer değiştirme değerleri bulunmuştur.

Lokalizasyon, post veya yükleme tipine bağlı olmaksızın en yüksek değerler implantların boyun bölgelerinde hesaplanmıştır.

Yatay ve oblik yüklemelerde trabeküler kemikte, apikal bölgedeki stres dağılımı boyun bölgesindekine nazaran düşük düzeyde bulunurken, dikey yüklemede apikal bölgedeki stres dağılımı daha yüksektir. Dikey yüklemede stresler boyun bölgesinde yoğunlaşmayıp bütün implant gövdesine daha iyi dağılım gösterip daha kolay bir şekilde abzorbe olmaktadır. Oblik ve yatay yüklemelerde stresler boyun bölgesinde konsantre olmaktadır. Apikal bölgedeki stresler boyun bölgesindekine oranla çok daha düşük bulunmuştur. Bu bulgu, oblik ve yatay yüklerin dikey yüklere nazaran daha zararlı olduğunu göstermekte, klinik olarak protetik restorasyonları hazırlarken lateral hareketlerdeki aşındırmanın önemini açığa çıkarmaktadır [173].

M1, M2 ve M3 modellerde en yüksek stresler distal implantların distalinde bulunmuştur. Bunun nedeni, en yüksek kuvvetin birinci molar dişin temporo-mandibüler ekleme daha yakın olması ve birinci moların premolarlardan daha geniş bir oklüzal tablaya sahip olmasından dolayı, daha yüksek kuvvetlere maruz kalması ve dolayısıyla distaldeki implanta daha yüksek stresler iletilmesidir. Ayrıca, kuvvetler dişler arasındaki aproksimal temas noktaları aracılığı ile ark boyunca yayılmaktadır. Birinci molar dişine gelen oklüzal kuvvetlerin bir kısmı aproksimal temas noktası yoluyla, önce ikinci premolar ve ikinci molar dişine ve sonra ark boyunca yayılarak, birinci moların çevresindeki kortikal kemikte oluşan streslerin azalmasına neden olmaktadır [56]. Bizim çalışmamızda birinci molar, ark üzerindeki en distal implant olduğundan distalinde aproksimal temas noktası yoktur. Bu nedenle çiğneme sırasında gelen yükler sadece mezyalde paylaşılıp distalde paylaşılamadığından, distal implant çevresindeki kemikte oluşan streslerin, restorasyonu destekleyen diğer implantlardan daha fazla yoğunlaşma göstermesinde katkıda bulunduğunu düşünmekteyiz.

Tüm yüklemelerde M3'deki orta implant diğer implantlara nazaran daha düşük değerlerde stresler göstermiştir. Bu nedenle M2'de bu implantın eksikliği, değerleri önemli derecede arttırması gerekirken 1/4 civarında bir arttırmıştır.

Modellerimizde, atrofik posterior maksillanın kısıtlı kret yüksekliği nedeniyle 2PM ve 1M diş bölgelerinde kısa implantlar kullanılmıştır. Kısa implantların uzun implantlara nazaran stresi daha az miktarda dağıtması sonucu apikal bölgelerdeki streslere bakıldığında en yüksek stres değerlerinin bu implantlarda konsantre olduğu

gözlemlenmiştir. 1M implantların apikalindeki stresler Tepper ve arkadaşlarına göre [171] çok daha yüksek değerlerde beklenmesi gerekirken düşük olması, bu implantların sinüsün alt duvarının kortikal kemiğine penetre olması ile sağlanan bikortikal fiksasyondan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında en yüksek Von Misses stresler M1 modelde bulunmuştur. Bunun nedeni, birinci moların kantilever olması ve temporo-mandibüler ekleme yakın olmasıdır. Kantilevere gelen kuvvetlerin altındaki yumuşak dokular tarafından karşılanması mümkün olmadığı için, yükün çoğunluğunu distal implant karşılamaktadır [104]. Bu implanttaki streslerin özellikle kantilever'a bakan distal yüzünde yoğunlaştığı görülmüştür. Diğer modellerde ise, distal implanttaki stresler daha yüksek olmasına rağmen, diğer implantlarla da paylaşılmıştır.

M1'e nazaran M2 modelde stresler çok daha düşük değerlerde bulunmuştur. Bunun nedeninin, M1'de kantilever'ın bulunmasıdır. M2'de 1M implantın yüksek kuvvet alması ve kısa implant olması nedeniyle daha yüksek stresler beklenirken oldukça düşük bulunması, kısa implantın bikortikal fiksasyon sağlanarak yerleştirilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tüm yüklemelerde M3'de, M2 ile karşılaştırıldığında 3 implant bulunmasına rağmen streslerde az bir düşüş görülmüştür. Bunun nedeninin, M3 modelde orta implantın çok fazla stres görmemesi, mezyal ve distaldeki implantların yükün çoğunu taşıdığını ve bununla beraber distal implanttaki bikortikal fiksasyonun stresi azaltmada önemli bir rol oynadığını düşünmekteyiz.

M4 modelin implantlarında, diğer modellerle karşılaştırıldığında en düşük stres değerleri görülmüştür. Bunun nedeninin, hem protezin sadece iki kuronlu olmasından dolayı hem de diğer modellerdeki birinci moların bulunmasından kaynaklanan yüksek kuvvetlerin iletilmemesinden ötürü olduğunu düşünmekteyiz. Bu modelde en düşük Von Misses stres değerleri görülmüştür. Fakat, arkın kısa bitirilmesiyle, hastanın etkin çiğnemesinin ve konforunun düşürülmesinden dolayı, zorunlu kalınmadıkça tercih edilmemesi gerektiğini düşünmekteyiz.

5.2.2. Modellerimizde Meydana Gelen Gerilme Ve Sıkışma Streslerinin Değerlendirilmesi:

İmplantların çevresindeki trabeküler kemikte, oldukça düşük miktarlarda oluşan streslerin uzun dönem implant başarısında kortikal kemik kadar etkili olmaması sebebiyle yapılan çalışmaların sonuçları değerlendirilirken özellikle kortikal kemikte ortaya çıkan stresler esas alınmaktadır. Bununla birlikte çalışmamızın sonucunda hem dikey hem yatay hem oblik yükleme altında implantların çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stres miktarları, kortikal kemiktekine benzer şekilde M4'de en az miktarda oluşmuştur.

Gerilme ve sıkışma stres değerlerine bakıldığında sıkışma stresleri daha yüksek değerler göstermiştir. Kemik yıkımının, kemik onarımından daha yüksek olması, bu nedenden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Sıkışma streslerinin gerçekleştiği bölge; M1'de 2PM implantın distal yüzeyi, M2 ve M3'de 1M'in distal yüzeyi, M4'de ise 2PM implantın apikalidir. Gerilme streslerinin hakim olduğu bölge; tüm modellerde 1PM implantın mezyal yüzeyidir .

Dikey yüklemelerde, en yüksek gerilme stresi değerleri kortikal kemikte ve mezyal implantın mezyal yüzeyinde görülürken, sıkışma stresleri apikal trabeküler kemikte ve distal implantların distal yüzeylerinde görülmüştür. Dikey yüklemede stresler, implant-kemik ara yüzde daha iyi dağılım göstererek daha az stres oluşturarak kemik tarafından daha az zararla karşılandığını göstermiştir.

Yatay yüklemelerde gerilme stresleri palatinal kortikal ve trabeküler kemikte görülürken, sıkışma stresleri bukkal kortikal ve trabeküler kemikte görülmüştür.

Oblik yüklemelerde gerilme stresleri kortikal kemikte ve mezyo-palatinal yüzeyde görülürken, sıkışma stresleri ise apikal trabeküler kemikte ve disto-bukkal kemikte görülmektedir.

En yüksek değerdeki stresler oblik yüklemelerde görülmüştür. En yüksek streslere neden olan kuvvetler, bu yüklemelerle iletilen yatay vektörel kuvvetlerdir.

5.2.3. Modellerimizde Meydana Gelen Yer Değiştirmenin Değerlendirilmesi:

Araştırmamızda streslerin arttığı lokalizasyonlarda yer değiştirmenin de arttığı görülmüştür. Modeller karşılaştırıldığında, dikey, yatay ve oblik uygulanan kuvvetlerin etkisi ile implantların çevresinde ortaya çıkan deplasmanlar değerlendirildiğinde, M1 modeldeki kantileverli protezde açılı postlu distal dayanak olan implantın en fazla deplasmanı gösterdiği saptanmıştır. Kantilever gövdesi protetik restorasyonun dikey yüklemede vertikal yönde, yatay yüklemede horizontal düzlemde, oblik yüklemede ise hem vertikal hem horizontal düzlemde rotasyonuna neden olduğu gözlemlenmiştir. Diğer modellerde rotasyon gözlenmemiştir. İki implant üstü konvansyonel protez olan ikinci modelimizde yer değiştirme özellikle 1M implantta koronal yönde yoğunlaşmıştır. Bu modelde görülen yer değiştirme değerleri kantileverli birinci modeldeki ölçülen değerlerden çok daha düşük bulunmuştur. Fakat üçüncü modeldeki değerlerden daha yüksek olsa da, yakın değerler bulunmuştur. Diğer çalışmalarda alınan sonuçlara göre 2 kat daha yüksek yer değiştirme beklenirken yakın değerler göstermesi, 1M implanttaki bikortikal fiksasyona bağlanmaktadır. 2 implant üstü 2 üyeli protetik restorasyonlu M4 modelde en düşük yer değiştirme değerleri bulunmuştur. Bu modelin sadece 2 premolar ihtiva etmesi, yer değiştirme değerlerinin diğer modellerden daha düşük bulunmasında rol oynamıştır.

Tüm modellerde görülen yer değiştirmeler ölçülen streslerle doğru orantılı olarak artmıştır.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında amaç yük uygulandıktan sonra cismin bütünlüğünün hangi bölgede bozulacağının araştırılmasıdır. Geçmiş dönemde çene kemiği üzerinde yapılan çalışmaları incelediğimizde genellikle yük yüklenmesi ile oluşan maksimum gerilme stresi değerlerinin ve dağılımlarının araştırıldığı görülmektedir.

Yapılan diğer çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda kullandığımız tüm modellerde ve yükleme şekillerinde maksimum gerilme stresi değerleri kortikal kemik üzerinde saptanmıştır. Trabeküler kemikte ölçülen gerilme stresi miktarı ise kortikal kemiğe göre oldukça düşük bulunmuştur. Ancak bu sonuç materyal özelliklerine bağlı olabilir.

5.2.4. Modellerimize Verilen Dikey, Yatay ve Oblik Kuvvetlerin Değerlendirilmesi

M2, M3 ve M4 modellerde, dikey kuvvetler implantların uzun aksı boyunca, kortikal kemiğe dik, etki etmiştir. Bu kuvvetler, implantların apeksleri çevresinde sıkışma stresleri, implantların boyun çevresi kemikte gerilme streslerine neden olmuştur. İmplantlarda ise bu kuvvetler, implant boyunca daha iyi dağılım gösteren yüklere neden olmuştur. Hem protez hem implantlar, dikey düzlemde koronale doğru yer değiştirmiştir.

M2, M3 ve M4 modellerde, implantların uzun akslarına dikey, kemiğin uzun aksına paralel olan yatay kuvvetler, implantların çevresindeki palatinal kemikte gerilme stresi, vestibüler kemikte ise sıkışma stresleri oluşturmuştur. İmplantlarda ise Von Misses stresleri palatinal boyun yüzeylerinde konsantre olmuştur. Hem protez hem implantlar, vestibüle doğru devrilme şeklinde yer değiştirme göstermiştir.

M2, M3 ve M4 modellerde, dikey ve yatay kuvvetlerin bileşkesi olan oblik kuvvetler, implantların ve kemiğin uzun akslarına 45^0 açıyla verilmiştir. Bu kuvvetlerin hem dikey hem yatay vektörleri içermesinden dolayı, implantların çevresindeki palatinal kortikal kemikte ve vestibüler trabeküler kemikte gerilme stresi, vestibüler kortikal kemikte ve vestibülo-apikal trabeküler kemikte sıkışma stresi göstermiştir. İmplantlarda ise vestibüler boyun bölgelerinde Von Misses stresler görülmüştür. Protez ve implantlar, hem vestibüle hem koronale doğru yer değiştirme göstermiştir.

M1 modelde ise distal kantilever dolayısıyla, tüm yüklemelerde stresler distal implantın çevresinde yoğunlaşmıştır.

Dikey kuvvetler verildiğinde, mezyal implantın mezyalinde gerilme stresi, distal implantın distalinde sıkışma stresi görülmüştür. İmplantlarda ise, Von Misses stresler distal implantın distalinde yoğunlaşmıştır.

Yatay kuvvetler sonucunda, gerilme stresleri distal implantta daha yüksek değerlerde olmak üzere her iki implantın çevresindeki palatinal kortikal kemikte, sıkışma stresleri implantların çevresindeki vestibüler kortikal kemikte görülmektedir. Bu kuvvetler, hem proteze hem implantlara horizontal düzlemde disto-vestibüler yönde rotasyonel hareketi oluşturmaktadır.

Oblik kuvvetler ise, dikey ve yatay kuvvetlerin bileşkesi olmasından dolayı, hem dikey hem yatay yönde etki etmektedir. Gerilme stresleri, palatinal kortikal kemikte ve distal implantın vestibüler boyun bölgesindeki trabeküler kemikte görülmekte, sıkışma stresleri ise distal implantın vestibüler boyun bölgesindeki kortikal kemikte ve disto-apikal trabeküler kemikte görülmüştür. Bu kuvvet sonucunda protez ve implantlar, hem disto-vestibüler rotasyon hem distal implantın koronal yönünde yer değiştirme gözlenmiştir.

Tüm modellerde ve tüm yüklemelerde en yüksek ve en konsantre değerler açılı implant-açılı post kombinasyonunda görülmüştür.

5.2.5. Modellerimizde Kullanılan İmplant Ve Postların Açılanmalarının Değerlendirilmesi

Posterior maksillada, bukko-palatinal rezorpsiyon paterninden dolayı, implantlar sıklıkla bukko-palatinal pozisyonda açılı yerleştirilmektedir. Bu nedenle implantların protetik restorasyonu sırasında açılı postlar kullanılmaktadır.

Kuvvetlerin gelmesi sırasında, implantların ve postların pozisyonlarının düz olmaması durumunda, stresler implantın uzun aksı boyunca dağılmadan, boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Aynı zamanda, protez ve implantlarda rotasyon şeklinde yer değiştirme görüleceğinden, apeks çevresinde de aşırı yükler oluşmaktadır.

Bu sonuçlar, implantların ve postların, yapılacak protezin aksiyel düzlemiyle aynı düzlemde yerleştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Bunun mümkün olmadığı durumlarda, protezin morfolojisini düzenlerken, tüberkül tepelerinin eğimlerinin daha silik olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir.

Bizim çalışmamızda açılı implant-açılı post kullanıldığı durumlarda,düz implant-düz postlara nazaran, tüm modellerde ve yüklemelerde yaklaşık 2 kat daha yüksek stres ve yer değiştirme değerleri ölçülmüştür.

5.3. Çalışmanın Sonuçlarının Literatürdeki Benzer Çalışmaların Sonuçları İle Karşılaştırılması

Lin ve arkadaşlarının [174] maksiller posterior bölgede, implantların farklı açılandırma pozisyonu, kemik yoğunluğu ve yükleme koşulları altında, biyomekanik cevabını araştırdığı çalışmalarında üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanmıştır. Bilgisayarlı tomografi imajlarından dişsiz maksiller ikinci premolar kesiti alınmıştır. Mezyo-distal boyutu 14 mm, bukko-lingual boyutu 12 mm'lik dişsiz kesitler kullanılmıştır. İmplantlar kemiğin içinde üç pozisyonda yerleştirilmiştir. 1.pozisyonda kretin içinde frontal düzleme paralel, 2.pozisyonda frontal düzleme paralel fakat implant orta gövde kısmı bukkal kortikal kemiğe temas edeceği şekilde yerleştirilmiştir, 3.pozisyonda ise frontal düzleme 20º açıyla yerleştirilmiştir. Her üç model de Lekholm-Zarb sınıflamasındaki 4 tip kemik çeşidi ile analize edilmiştir. 150 N'luk lateral (45º) ve aksiyel kuvvetler verilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte Max Von Misses Gerinim, implantlarda Max Von Misses Stres araştırılmıştır. İmplant pozisyonunun, kemik kalitesinin, implant sisteminin ve yükleme koşullarının mekanik cevaba etkileri karşılaştırılmıştır. Kortikal kemikteki değerlere göre, gerinim miktarının artmasında, yükleme koşulları %55 oranında, implant çeşidi %24, implant pozisyonu %12 ve kemik kalitesi %9 oranında etkilemektedir. Gerinim miktarları yükleme koşullarına ve implant tipinden bağımsız, kemik kalitesine bağlı olduğu görülmüştür. Tip 1, 2 ve 3 kemik çeşitlerinde gerinim dağılımları, kortikal kemik boyun bölgesinde bulunmuştur. Tip 4 kemikte ise implant apeksi çevresinde trabeküler kemikte bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda, implantların yapılacak protezin aksiyel düzlemiyle aynı düzlemde yerleştirilmesi gerektiği, bikortikal fiksasyonun sağlanmasıyla implantın stabilitesinin artacağı ve de lateral kuvvetlerin etkisini, tüberkül eğimleri düşük olan okluzal tabla ile azaltılacağı vurgulanmıştır.

Bizim çalışmamızda da, stresleri arttıran faktörlere bakıldığında, Lin ve arkadaşlarının sonuçlarda belirttiği aksiyel düzlem, bikortikal fiksasyon ve tüberkül eğimleri faktörleriyle örtüşmektedir. Bizim çalışmamızdaki tüm modellerde, implantların aksiyel düzlemiyle aynı düzlemde yerleştirildiği modeller, açılı yerleştirildiği modellerden çok daha düşük stresler bulunmuştur. Ayrıca bikortikal fiksasyonun implant stabilitesinde ve streslerin azaltılmasında çok önemli bir faktör olduğu, yatay kuvvet vektörlerinin meydana getirdiği streslerin azaltılması açısından

oklüzal tabladaki tüberkül eğimlerinin azaltılması gerekliliği bizim çalışmamızda da vurgulanmıştır.

Stegaroiu ve arkadaşları [105] parsiyel dişsiz mandibulaya uyguladıkları 3 çeşit protetik restorasyon dizaynlarını, aksiyel, bukko-lingual ve mezyo-distal yükler altında, çevre kemik dokusuna ilettikleri stres miktarlarını saptamışlardır. Bizim çalışmamızda dikey, yatay ve oblik yüklemeler altında stres değerleri saptanmıştır. İmplantlar, ITI system (Institute Straumann, AG, Waldenburg, İsviçre) implantların geometrisi göz önüne alınarak, silindir şeklinde basitleştirilmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan AstraTech Dental (AstraTech, Mölndal, İsveç) implant, yivleri ile beraber modellenmiştir. Protetik restorasyonun metal alt yapısı olarak altın alaşımı kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise, günümüzde en çok kullanılan Cr-Co alaşımı modellenmiştir. Modellerdeki eleman sayısı 14,773, düğüm sayısı ise 2,954 hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise eleman sayısı ortalama 248,634, düğüm sayısı ise ortalama 48,958 olduğu hesaplanmıştır. Aksiyel kuvvetler hem birinci modelde (üç implant destekli üç üyeli sabit protez) hem üçüncü modelde (2 implant üstü üç üyeli konvansyonel sabit protez), implantların uzun aksları boyunca etki göstermiştir. Bu yükler implant apeksinde sıkışma stresleri, lateral kontak yüzeylerinde ise gerilme stresleri göstermiştir. Bu modellerde bukko-lingual ve mezyo-distal kuvvetler, implantlar etrafındaki kortikal kemikte sıkışma ve gerilme stresleri oluşturmuştur. İkinci modelde ise (2 implant destekli üç üyeli kantileverli sabit protez) stresler özellikle distal implantın çevresinde yoğunlaşmıştır.

Her üç yüklemede en yüksek stresler iki implant üstü kantileverli protetik restorasyonlu modelde ölçülmüştür. Daha az stres değerleri, iki implant üstü konvansyonel protetik köprü restorasyonunda görülürken, en düşük stresler üç implant üstü köprü restorasyonunda tespit edilmiştir. Bizim çalışmamıza bakıldığında, sonuçlarımız bu çalışmanın sonuçları ile örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da birinci sırada en yüksek stresler, iki implant üstü kantileverli protetik restorasyonlu modelde, ikinci sırada yüksek stresler iki implant üstü konvansyonel protetik köprü restorasyonunda, üçüncü sırada yüksek stresler de üç implant üstü köprü restorasyonunda görülmüştür. Bizim çalışmamızda, ayrıca, en düşük stres değerlerini gösteren iki implant üstü iki üyeli protetik restorasyonlu, kısa ark kullanılması gereken durumlarda tercih edilebilen restorasyon tipi mevcuttur.

Sevimay ve arkadaşları [140] 2005 yılında yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında, tek diş implant destekli mandibüler kronda her dört çeşit kemik kalitesinin (D1, D2, D3, D4) stres dağılımınındaki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada eksik ikinci premolar dişi olan mandibulanın bu bölgedeki kemik segmenti ve porselen kronu yapılan, 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda vida tipi implant (ITI; Insitut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) modellenmiştir. Geometrisi Wheeler [185] atlasında belirtilen morfoloji ve boyutlarına uyularak modellenen kuronun porselen kalınlığı 2 mm, metal kalınlığı 0,8 mm modellenmiştir. Kullanılan eleman sayısı 180,884, düğüm sayısı ise 32,083 bildirilmiştir. 300 N`luk dikey okluzal kuvvetler statik olarak, 150 N bukkal tüberkül ve 150 N distal fossaya ikiye bölünerek uygulanmıştır. Streslerin değerlendirilmesinde Von Misses stres değerleri incelenmiştir. Bütün kemik kalitelerinde maksimum stres implantın bukkal ve lingual yüzeylerinde oluşmuştur. D4 kemikte stresler diğer kemik kalitelerinden farklı olarak implant gövdesinin orta 1/3'ünde de bulunmuştur. Kortikal kemikte görülen maksimum stres değerleri D1 kemikte 87 MPa, D2'de 90 MPa, D3'de 113 MPa, D4'de ise 146 MPa bulunmuştur. D3 ve D4 kemik kalitelerinde stresler implantların boyunlarında lokal dağılım göstermiştir. D1 ve D2 kemik kalitelerinde ise stresler implant boynunda daha homojen bir biçimde dağılmıştır. Trabeküler kemik daha zayıf ve deformasyona karşı daha az dirençli olduğundan dolayı D3 ve D4 te stresin şiddeti en yüksek ölçülmüştür. Araştırmacılar kemik kontakt miktarının, elastisite modülünün ve implant çevresindeki aksiyel stres hatlarının gibi faktörlerin kemik yoğunluğa bağlı değişkenlik gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle kemik yoğunluğunun, osseointegrasyonun devamlılığını ve implantların uzun vadeli başarısını etkilediğini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, posterior maksillanın incelenmesinden dolayı D3 kemik tipi tercih edilmiştir. Sevimay ve arkadaşlarının D3 kemik tipinde izledikleri homojen olmayan, lokal stres dağılımları, bizim çalışmamızda görülen stres dağılımları ile örtüşmektedir.

Clelland ve arkadaşları [132], anterior maksillaya yerleştirilen bir implantta, açılı post kullanılmasının stres ve gerinim değerlerine olan etkisini incelemişlerdir. Maksillanın geometrisini oluşturmak ve kemik yoğunluğunu ölçmek için bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılmıştır. 1,5 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak maksillanın yarısının üç boyutlu modeli elde edilmiştir.

Tomografiden elde edilen kemik yoğunluğu ölçümlerine dayanarak modelin fasiyel, lingual ve oklüzal yüzeyleri 1,5 mm kalınlığında kortikal tabaka ile modellenmiştir. Yivsiz olarak modellenmiş 3,8 mm çapında 10 mm uzunluğundaki Steri-Oss implantı (Steri-Oss/Denar, Anaheim, CA) horizontal düzlem ile 35º açı yapacak şekilde orta kesici diş bölgesine yerleştirilmiştir. 0^0, 15^0 ve 20^0 açıya sahip postlar üzerine 178 N'luk çiğneme kuvveti postların uzun ekseni doğrultusunda uygulanmıştır. Sonlu elemanlar analizi yapmak için Abaqus (Hibbit, Karlsson and Sorenson, Providence, RI) programı kullanılmıştır. Maksillanın tamamı modellenmediği için oluşturulan modelin sınır bölgelerinde aşırı gerilme değerleri elde edilmiştir. Postların açısı arttıkça oluşan gerilme ve gerinim değerlerinin arttığı gözlenmiştir. Tüm postlarda maksimum gerilme kortikal kemikte, maksimum gerinim ise implantın apeksinde trabeküler kemikte oluşmuştur. Maksimum gerinim değerlerinin implantın apikalinde olmasının nedeni, apikal bölgedeki trabeküler kemiğin elastiklik modülünün, tomografi incelenmesinden yola çıkarak iki farklı değerde tanımlanmasından, aynı zamanda bu değerlerin implant-kemik ara-yüzü için kullanılan değerden daha düşük olmasındandır. Bu çalışmada, post açısının 0^0'den 15^0'ye çıkmasının gerilme değerlerini değiştirmediği, açının 15^0'den 20^0'ye çıktığında ise yaklaşık %10'luk bir artışın olduğu bulunmuştur. Gerinim değerleri incelendiğinde, açıdaki her artışın gerinim miktarını yaklaşık %20 oranında arttırdığı bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda, açılı post kullanılan modellerde düz post kullanılan modellere nazaran iki kat civarında daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. Clelland ve arkadaşlarının çalışmalarında, düz post ile açılı post arasındaki stres değerlerinin farkının %10 olması, bu çalışmada düz yerleştirilen implant üzerine açılı post yerleştirilmesi, bizim çalışmamızda ise açılı yerleştirilen implant üzerine açılı post kullanılması ve ayrıca anterior maksilladaki kuvvetlerin çiğneme kuvvetleri olmaması, kesme ve ısırma kuvvetleri olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Bununla beraber, bu çalışmanın yapıldığı sırada sonlu elemanlar analiz programlarının, bugünkü programlarla aynı olmadığı, bugünkü programların daha gelişmiş olmasından dolayı daha ayrıntılı sonuçlar çıkarılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bölükbaşı [150] anterior maksillaya uygulanan dental implantların lokalizasyonlarının implantlar çevresinde oluşan stres, gerinim ve yer değiştirme değerlerine olan etkisini sonlu eleman analiz yöntemi ile araştırmıştır. Çalışmada, farklı implant lokalizasyonlarını içeren beş model hazırlanmıştır. Oluşturulan modellerdeki implant lokalizasyonları şu şekildedir: birinci modelde iki kanin, ikinci modelde her iki kanin ve bir orta kesici, üçüncü modelde her iki kanin ve orta kesici, dördüncü modelde iki kanin ve bir yan kesici, beşinci modelde her iki kanin ve yan kesici dişler bölgelerine implantlar yerleştirilmiştir. Dikey yüklemede tüm kuronlara, yatay yüklemede ise kanin bölgesindeki implantlara kuronun üzerinden 100 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Stres özellikle kortikal kemikte, gerinim ise trabeküler kemikte meydana gelmiştir. Post açısının 0 dereceden 15'e çıkması, gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerlerinin dikey yüklemede artmasına, yatay yüklemede ise azalmasına neden olmuştur. En yüksek gerilme ve gerinim değerleri krestal kortikal kemikte ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda araştırmacı, beşinci model, dikey yüklemede en yüksek, yatay yüklemede ise en az riske sahip model olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda, bu çalışmaya karşılık, post açısının artması tüm lokalizasyonlarda ve yükleme tiplerinde streslerin artmasına neden olmuştur. Bu fark, bizim çalışmamızda incelenen posterior maksillanın hem dikey hem yatay kuvvetlerin çiğneme kuvvetleri olması, anterior maksillada ise dikey kuvvetlerin ısırma kuvvetleri, yatay kuvvetlerin ise çenelerin lateral hareketlerinde kayma kuvvetleri olmasından kaynaklanmaktadır.

Tada ve arkadaşlarının [142] yaptıkları çalışmada implant boyunun, implant şeklinin, kemik kalitesinin; kemik ve implanta gelen stresin etkisini araştırmışlar ve şu sonuçları ortaya koymuşlardır:

Aksiyel kuvvetler altında, düşük yoğunluktaki kemik modelinde; vida şeklindeki implantlarda silindir tipine oranla daha az stres görülmüştür, aynı şekilde uzun implantlarda da kısa olanlara oranla daha az stres oluşmuştur.

İmplantların uzun dönem prognozunda yerleştirildikleri kemiğin ve cerrahi öncesi diagnozun önemi belirtilmiştir.

İmplant boyu ve şeklinin özellikle düşük yoğunluktaki kemiğe gelen stres ve zorlamadaki etkisi belirtilmiştir. Düşük yoğunluktaki kemik için uzun ve vida tipi implantlar daha uygun bulunmuştur.

Trabeküler kemikte oluşan stresin, kemik yoğunluğu azaldıkça, arttığı öne sürülmüştür. Bukko-lingual kuvvetler altında oluşan gerilme stresinde, kemik yoğunluğunun önemi ortaya konmuştur.

Tada ve arkadaşlarının çıkardığı sonuçlarda olduğu gibi, bizim çalışmamızın sonuçlarında da, uzun implantlarda kısa implantlara nazaran M4 hariç daha düşük stresler bulunmuştur. M4 modelimizde kısa implantlarda daha düşük stresler bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan implantlar, vida şeklinde implantlardır.

Meyer ve arkadaşları [144] atrofik olan ve olmayan maksillaya yerleştirilen implantların çevresindeki stresleri karşılaştırmışlardır. Trabeküler kemiğin yoğunluğunun düşük olduğu atrofik posterior maksillada, normal yoğunlukta trabeküler kemikli maksillanınkinden daha fazla stres dağılımı görülmesiyle beraber mevcut kemik yüksekliğinin az olması stresleri önemli ölçüde arttırmaktadır. Fakat stres dağılımında, kemik kalitesinin, kemik yüksekliğinden daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Atrofik maksillada mekanik yükleme altında, implant etrafında uzun vadede implant başarısızlığında etkili, yıkıma neden olan kemik gerinimlerinin ortaya çıkmasının beklenebildiği belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızda, en yüksek stresler distal implantta görülmüştür. Molar dişine gelen yüklerin fazla olması, molar bölgede kısa implant yerleştirilmesi gibi faktörlerle beraber, bu bölgedeki kemik yüksekliğinin düşük olması, en yüksek streslerin bu bölgede görülmesini etkilediğini düşünmekteyiz.

Koca ve arkadaşlarının [143] sonlu elemanlar analizlerinde 4, 5, 7, 10, 13 mm kret yüksekliğine mevcut olan atrofik posterior maksilla modellerine yerleştirdikleri implantlar çevresinde, 7, 10 ve 13 mm'lik kemikte daha dengeli stres dağılımları bulurken 4 ve 5 mm'lik kret yüksekliğinde stresin kortikal kemiğin belli bölgelerinde konsantre olduğunu saptamışlardır. Bizim çalışmamızda da, kemik yüksekliğinin 13mm'den fazla olduğu premolar bölgede daha dengeli stres dağılımları bulunurken, kemik yüksekliğinin 6 mm olduğu molar bölgesinde implantlar etrafında daha bölgesel yoğunlaşmış stresler tespit edilmiştir.

Sağat [148] üst çene total dişsizlik vakalarının tedavisinde yaygın olarak uygulanan implant üstü sabit kantileverli protezlerde farklı alveol ark formları için ideal implant dizilimi ve yükleme şartlarını araştırmıştır. 5 farklı ark formu [175] üzerinde 5 farklı implant dağılımını iki farklı bölgeden yük vererek karşılaştırmıştır. Bütün modellerde implant çapları kolede 3,8 mm, apekste 2,6 mm olacak şekilde konik yapıda ve boyları 13 mm kullanılmıştır. Yüzey özellikleri göz ardı edilmiştir. Üç boyutlu çene kavsi, implantlar ve köprüler modellendikten sonra malzeme değerleri verilmiştir. Modelde yer alan nesneler, bizim çalışmamızda olduğu gibi, lineer elastik, homojen ve isotropik olarak kabul edilmiştir. Oluşturdukları modelde toplam 13,600 adet eleman kapsamıştır. Bizim modellerde ise ortalama 248,634 eleman kullanılmıştır. Sonlu eleman modelinde gerilmelerin yoğun şekilde ortaya çıkacağı yerlerde daha küçük boyutlu elemanlar kullanılmış (implant-kemik geçiş yüzeylerinde), gerilmelerin relatif olarak daha az ortaya çıkacağı köprüde daha büyük boyutlu elemanlar kullanılmıştır. Analiz yönteminin daha doğru sonuçlar verebilmesi için ve analiz süresini azaltmak için uygulanan bu modelleme şekli bizim çalışmamızda da aynıdır. İmplantları çevreleyen soket içinde oluşan stresleri karşılaştırmak amacıyla Von Misses stres değerleri kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise işlenebilir, bükülebilir implantlarda Von Misses stresleri, kırılgan kortikal ve trabeküler kemiklerde ise gerilme ve sıkışma stresleri karşılaştırılmıştır. Araştırmacı bizim çalışmamızda olduğu gibi kantileverli modellerde en yüksek stresleri kantileveri destekleyen terminal implantlar çevresinde bulunduğunu göstermiştir.

Watanabe ve arkadaşları [90], iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile bukko-lingual olarak 0^0, 5^0 ve 15^0 yerleştirilen silindirik implantların, dikey ve 45^0'lik yükleme durumunda ortaya çıkan sıkışma streslerini incelemişlerdir. En yüksek sıkışma stresleri 15^0 açılı yerleştirilen implantın 45^0 yükleme yapılan modelde bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da görüldüğü gibi, oluşan tork nedeniyle sıkışma stresleri implantın açılandığı tarafta bulunmuş, gerilme stresleri karşı tarafında tespit edilmiştir. Bu, kuvvetlerin, implantın uzun aksına paralel iletilmediğini, dengesiz bir dağılım gösterdiğini dolayısıyla streslerin artmasıyla sonuçlandığını göstermektedir. Bu sonuç Hoshaw ve arkadaşlarının [176] çalışmasıyla da örtüşmektedir. Bu durum, streslerin implantın boyun bölgesinde yoğunlaşması, tüm implant boyunca dağılmaması dolayısıyla, koronal kortikal kemiğin rezorpsiyonunda bir risk faktörü oluşturmaktadır.

Çalışmada 45^0'lik yüklemenin tüberkül tepesine verildiği durumlarda, kuvvetin implantın rotasyon merkezinden uzaklaşmasından dolayı torkun artmasıyla daha yüksek stresler tespit edilmiştir. Tüberküllerin eğimlerinin daha fazla olduğu durumlarda, kuvvetlerin yönünü implantın rotasyon merkezinden daha fazla uzaklaştıracağından, protetik safhada aşırı eğimli tüberküllerin oluşturulmamasına dikkat edilmesi gerekmektedir [104]. Bizim çalışmamızda kuvvetler premolarlarda 2 noktada biri mezyal fossa diğeri ise lingual tüberkül tepesine, molarda 4 noktada ikisi mezyal ve santral fossalara diğer ikisi ise mezyo-palatinal ve disto-palatinal tüberküllere verilmektedir. Tüberküllere gelen 45^0'lik kuvvetlerin tork oluşturmasından dolayı açılı yerleştirilen açılı postlu implantlarda en yüksek sıkışma stresleri implantların palatinal boyun bölgelerinde bulunmuştur. Gerilme stresleri ise tam tersi tarafında, bukkal boyun bölgelerinde bulunmuştur.

Koutouzis ve Wennström [48] klinik retrospektif analiz çalışmalarında, periodontal tedavi görmüş hastalarda, serbest sonlanan arklarda yerlestirilmiş aksiyel ve non-aksiyel implantların kemik kaybına potansiyel etkisini, implant destekli sabit köprülerin 5 yıllık bir süre içinde belli periotlarla fonksiyonel yüklenmesini araştırmışlardır. Bu çalışmada, 51 parsiyel dişli hastaya, toplam 56 implant destekli sabit protez yapılmıştır. Kullanlan tüm implantların çapı 3,5 mm, uzunlukları 8-19 mm arasında değişmektedir. Protez öncesi, implantların mezyo-distal ve bukko-lingual açılarını tespit etmek amacıyla, alçı modellerinden digital kamerayla standardize fotoğraflar çekilmiştir. İmplantların çevresindeki kemik kaybını saptamak amacıyla ayrıca radyografik ölçümler yapılmıştır. Radyografide tüm implantların yerlerini belirlemek icin, standart paralel teknik ve hastaya özel stentler kullanılmıştır. İmplantlar, sabit köprülerin bitim aşamasından itibaren, 5 sene boyunca takip edilmiştir. Radyografilerde marjinal kemik yüksekliği, marjinal kenarla ilgili implantların mezyal ve distal görünümleri 7 kat büyütücü lenslerle incelenmiştir. Radyografik ve digital fotoğrafçılık yöntemleri arasındaki ortalama fark 0,04 mm bulunmuştur. Implantların mezyal ve distal yöndeki eğimliliğin ortalama değeri 8,4° (0^0-30^0) bulunmuştur. Aksiyel pozisyondaki implantların ortalama açısı 2,4° (0^0-4^0), non aksiyel yöndeki implantlarin ortalama değeri ise 17,1° (11^0-30^0) bulunmuştur. Ortalama kemik kaybı 5 senelik fonksiyon esnasında non-aksiyel pozisyondaki implantlarda 0,4 mm, aksiyel pozisyondaki implantlarda ise 0,5 mm ölçülmüştür. Non-aksiyel yönde yerleştirilen

implantların %33'ünde kemik kaybı gerçekleşmemiştir. Aksiyel yöndeki implantların %30'da, non-aksiyel yönde yerleştirilen implantların ise %33'de 1mm'den fazla kemik kaybı görülmüştür. Aksiyel ve non-aksiyel yerleştirilmiş implantlar arasında statistik olarak anlamlı bir fark bulunmamştır. Aynı şekilde, mezyo-distal yönde açılı yerleştirilen implantlar ile bukko-lingual yönde yerleştirilen implantlar arasında 5-yıllık kemik kaybı yönünden bir fark bulunmamıştır.

Aşırı derecede rezorbe olmuş üst çene vakalarında implant tedavisi oldukça zorlu bir uygulamadır. Çeşitli greftleme teknikleri veya implantların modifiye edilmiş bir şekilde yerleştirilmeleri ile bu tür vakaların başarı yüzdesi arttırılabilir. Fakat yine de kaliteli kemiğe sahip vakalara oranla başarı düzeyi biraz daha düşük ve komplikasyon oranı yüksektir. Literatürde implant lokalizasyonlarının kuvvet dağılımı açısından taşıdığı önemi vurgulayan çalışmalar varolmakla birlikte biyomekanik açıdan değerlendirilmeleri yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır [105,141,148] .

Çalışmamızın sonucunda; farklı yerleşim durumlarında implantların çevresinde ortaya çıkan stresler, trabeküler kemikte kortikal kemiktekine oranla oldukça düşük bulunmuştur. Bu sonucun, implantların biyomekanik özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmektedir [177,178]. Biyomekanik olarak incelendiğinde periodontal membran aracılığı ile kemiğe bağlanan doğal dişler, statik kuvvetler altında osseointegre implantlara oranla daha fazla fizyolojik mobiliteye sahiptir. (İmplantlardaki mikrohareketlilik sınırı ancak 50-150 µm'dir) [93]. Osseointegrasyondan dolayı, implant üstü protez üzerine gelen çiğneme kuvvetleri, direkt olarak protez vasıtası ile implantın etrafındaki kemiğe iletilmektedir. Buna karşılık stresler implantın boyun kısmındaki kemikte yoğunlaşmaktadır. Bizim çalışmamızda da, kemikte görülen en yüksek stresler boyun bölgesindeki kortikal kemikte görülmektedir.

İmplantların uzun dönem başarısı, osseointegrasyona ve özellikle marjinal kemik yüksekliğinin korunmasına bağlıdır [56]. Implant uygulamalarından sonra marjinal kemik yüksekliğinin korunması ise oklüzal kuvvetlerin uygun olarak dağıtılmasına ve implantın boyun kısmındaki kemik dokusunda oluşacak aşırı streslerin önlenmesine bağlıdır. Bu çalışmanın sonucunda, karşılaştırdığımız modellere bakılarak,

fizyolojik sınırını aşabilecek boyun bölgesindeki stres yoğunlaşmasından yola çıkarak öncelikle kaçınılması gereken dizaynın, kantileverli protetik dizaynın olduğunu düşünmekteyiz.

Posterior maksillanın rezorpsiyon paternine bağlı olarak açılı yerleştirmek zorunda kaldığımız implantların üzerine açılı postlar yerleştirmekteyiz. Tüm modellerde ve yüklemelerde açılı implant ve postların düz olanlara oranla daha yüksek stresler oluşturduğu ortaya çıkmıştır. Sonuç olarak cerrahi safhasında açılı yerleştirmek zorunda kaldığımız implantların üstüne, kemiğe iletilen stresleri azaltmak amacıyla, protetik safhada üç implant üstü veya iki implant üstü konvansyonel protezler kullanılmasını önermekteyiz.

Tüm modellerde ve yükleme şekillerinde streslerin çoğu implantlar tarafından abzorbe edilmektedir. İmplantlar tarafından streslerin büyük bir bölümü abzorbe edildikten sonra, implant-post birleşim seviyesindeki kortikal kemiğe iletilmektedir. Geri kalan stresler boyun bölgesinde ve apeksteki trabeküler kemiğe iletilmektedir.

Tüm modellerde ve yükleme şekillerinde sıkışma stresleri, gerilme streslerinden daha yüksek değerler göstermiştir. Bu bulgu, klinik ve hayvan çalışmalarında sıkça söz edilen, Frost'un [29] mekanostat teorisinde anlatılan, kemik yıkımının kemik onarımından daha hızlı olması nedenine açıklık getirmektedir.

Dikey kuvvetler ile oluşan Von Misses stres değerleri implantların kole bölgesinden implant gövdesi boyunca dağılım göstererek, apikal bölgesine iletildiği saptanırken, yatay ve oblik kuvvetlerde streslerin çoğunlukla kole bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Yatay kuvvetlerin genellikle yüksek tüberkül eğimlerinde oluşacağı ihtimali söz konusu olduğundan, implant üstü sabit protezlerde oklüzal tablanın yapısının önemli olduğu, oluşacak bu lateral kuvvetlerin, Ismail ve arkadaşları [179], belirttiği gibi tüberkül eğimlerinin azaltılarak ve okluzal tablanın sadece sentrik oklüzyonu sağlayacak şekilde düzenlenmesi yolu ile azaltılması gerekliliğini vurgulamaktayız.

Atrofik posterior maksillada, implantların ve postların düz veya açılı yerleştirildiği durumlarda hazırlanan dört farklı implant üstü protetik restorasyona gelen yüklerin implantlara iletilen Von Misses stresi ile implantların çevresindeki kemiğe iletilen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmeye etkilerinin sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırdığımız çalışma ile ulaşılan sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

- İmplantların ve postların, yapılacak protezin aksiyel düzlemi doğrultusunda yerleştirilmesi, daha sağlıklı stres dağılımı sağlayacaktır. Bunun sağlanması için, implantın pozisyonunun önceden belirlenmesinde cerrahi stentlerin kullanımı önemli bir rol oynayacaktır
- Cerrahi sırasında kondansasyon tekniğini kullanarak bikortikal fiksasyon sağlamak, implantın stabilitesini arttıracaktır ve dolayısıyla implant çevresindeki stresleri azaltacaktır
- Bikortikal fiksasyon yapıldığı durumlarda, 2 yerine 3 implant kullanılması stresler açısından çok büyük bir avantaj yaratmayacaktır
- Oblik ve yatay kuvvetlerin etkisini azaltacak, tüberkül eğimleri yüksek olmayan oklüzal tabla önerilmektedir
- Kantileverli bir planlama yerine, cerrahi uygulama esnasında posterior bölgeye de implant yerleştirilmesi kortikal kemikte ortaya çıkacak gerilmelerin şiddetini büyük oranda düşürecektir
- Implant ile desteklenen protezler konusunda ortaya konan biyomekanik sonuçların geçerli sayılabilmesi için klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Misch CE. Treatment planning for edentulous maxillary posterior region. In Misch CE, editor: Contemporary Implant Dentistry, St Louis, 1993, Mosby.
2. Rodoni LR, Glauser R, Feloutzis A, Hammerle CHF. Implants in the posterior maxilla: A comparative clinical and radiologic study. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 231-237.
3. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg 1999; 57: 700-706.
4. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg 1988; 17: 232.
5. Ole T. Jensen, DDS, MS. The Sinus Bone Graft. İçinde: Watzek G, Ulm CW, Haas R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. Syf: 31-47. Quint Books. 1999.
6. Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Impl Res 2004; 15: 239-248.
7. Ole T. Jensen, DDS, MS. The Sinus Bone Graft. Quint Books. 1999.
8. Misch CE: Bone character: Second vital implant criterion. Dent Today 1988; 7: 39-40.
9. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal efficacy of osseointegrated dental implants. A 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1987; 2: 91-100.
10. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co, 1985.
11. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Imp Res. 12, 2001; 79-84.
12. Engquist B, Bergendal T, Kallis T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implant supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988; 3: 129-134.

13. Jemt T, Book K, Linden B, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae. A study from prosthetic treatment to first annual check-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7: 162- 167.
14. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. A 3-year clinical study of Astra dental implants in the treatment of edentulous mandibles. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7: 321-329.
15. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7: 513- 522.
16. Smedberg JI, Lothigius E, Frykholm A, Nilner K. A clinical and radiological two-year follow up study of maxillary overdentures on osseointegrated dental implants. Clin Oral Impl Res 1993; 4: 39-46.
17. Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular ridge atrophy. Int J Oral Maxiillofac Implants 1993; 8: 162-166.
18. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celleti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Impl Res. 12,2001; 423- 432.
19. Sennerby L, Thomsen P, Ericson L. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7: 62-71.
20. Hassler CR, Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. Measurements of healing at an osteotome in a rabbit calvarium: the influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. J Biomech 1974; 7: 545-50. [176, kaynak 172: p-33].
21. Brochers L, Reichant P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983; 62: 155-9 [177, kaynak 172: p-33].
22. Carter DR, Beaupre GS, Giori NJ, Helms JA. Mechano-biology of skeletal regeneration. Clinical Orthopedics. 1998; 355: 41-55.
23. Tagil M, Aspenberg P. Cartilage induction by controlled mechanical stimulation in vivo. J Orthoped Res 1999; 17: 200-204.

24. Ozawa H, Imamura K, Abe E, Takahashi N et al. Effect of a continously applied compressive pressure on mouse osteoblast-like cells in vitro. J Cell Physiology 1990; 142: 177-185.
25. Del Valle V, Faukner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant induced strain distribution. A numerical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12(2): 200-10.
26. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. J Prosthet Dent 1983 Jun; 49(6):843-8.
27. Frost HM. Perspectives: Bone's mechanical usage windows. Bone Miner 1992; 19(3): 257-271.
28. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. Clin Orthop Relat Res 1983; 175: 286-292.
29. Frost HM. Bone 'mass' and the 'mechanostat': A proposal. Anat Res 1987; 219(1): 1-9.
30. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral İmp Res 2001; 12(2): 144-152.
31. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehab 2004; 31: 18-22.
32. Ferrario VF, Sforza G, Poggio CE, Schmitz JH. Facial volume changes during normal human growth and development. Anat Rec 1998; 250(4): 480-7.
33. Merz Ml, Isaacson RJ, Germane N, Rubenstein LK. Tooth diameters and arch perimeters in a black and a white population. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 100(1) :53-8.
34. Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia GM, Colombo A, Serrao G. Size and shape of the human first permanent molar: A Fourier analysis of the occlusal and equatorial outlines. Am J Phys Antropol 1999; 108(3): 281-94.
35. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387-416.
36. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg 1986; 15: 39-52.

37. Ahlqvist J, Borg K, Gunne J, Nilson H, Olsson M, Astrand P. Osseointegrated implants in edentulous jaws: A 2-year longitudinal study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990; 5: 155-163.

38. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implants. J Oral Maxillofac Surg 1990; 48: 1153-1160.

39. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue- integrated prosthesis. J Prosth Dent 1988; 59: 59- 63.

40. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prosthesis. Part II: Prosthetic aspects. J Prosth Dent 1992; 68: 949- 956.

41. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Imp Res 1992; 3: 104-111.

42. Rosenberg ES, Torosian JP, Slotz J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin Oral Imp Res 1991; 2: 135-144.

43. Sanz M, Alandez J, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M, Van Steenberghe D. Histopathologic characteristics of peri-implant tissues in Branemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. Clin Oral Imp Res 1991; 2: 128-134.

44. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Impl Res 1996; 7: 143-152.

45. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 1984; 86: 95-111.

46. Wehrbein H, Diedrich P. Endosseous titanium implants during and after orthodontic load. An experimental study in the dog. Clin Oral Imp Res 1993; 4: 76-82.

47. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Impl Res 1996; 9(6): 407- 418.

48. Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial and non-axial positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. Clin Oral Impl Res 2007; 18: 585-590.

49. Misch CE. Treatment planning for edentulous maxillary posterior region. In Misch CE, editor: Contemporary Implant Dentistry, St Louis, 2008, Mosby.

50. 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.

51. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 585- 598.

52. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stres distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-5.

53. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Imp. 1996 May- June; 11(3): 379-86.

54. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997 Apr; 26(2): 141-8.

55. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koorbusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: A pilot study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8 (4): 420-7.

56. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2005. Mosby Elsevier.

57. Langer B, Langer L, Hermann I, Jorneus L. The wide fixture: A solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8 (4): 400-8.

58. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prosthesis. J Oral Implantol 2002; 28(2): 67-73.

59. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr; 15(2): 293-6.

60. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. J Prosthet Dent 2005; 94: 377-81.

61. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstorm C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: A 3 to 5-year retrospective clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Mar-Apr; 14(2): 173-80.

62. Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, Prado CJ, Neto FAJ. Short implants. An analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21: 86-93.

63. 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(2): 151-161.

64. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998 Mar-Apr;13(2): 204-11.

65. Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. J Prosthodont 2002; Sept 11(3): 194-201.

66. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveoler bone. J Oral Maxillofac Surg. 1990 Feb; 48(2): 174-8.

67. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-thread configurations in a stepped screw implant. J Oral Rehabil. 2004 Mar; 31(3): 233-9.

68. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu J-F, Alcoforado G, Ettiene D, Celleti D. The self tapping and ICE 3–I implants: A prospective 3 year multicenter evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 52-60.

69. Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, et al. A multicenter prospective evaluation of 2 months loaded Ossteotite implants placed in the posterior jaws: A 3-year follow-up result. Clin Oral Impl Res 2002; 13: 154-161.

70. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Branemark P-I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. Clin Implant Dent Relat Res 2000; 2: 184-189.

71. Johns RB, Jemt T, Heath R. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 7: 513-522.

72. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures of 4641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 142-146.

73. 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.

74. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multi-center clinical study of the Osseotite implant: Four-year interim report. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 193-200.

75. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: Results after 6 years of follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 417-423.

76. Becker W, Becker BE, Alsuwyed A, Al Mubarak S. Long term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: A prospective study. J Periodont 1999; 70: 896- 901.

77. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-359.

78. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L. Osseointegrated oral implants: A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Peridontol 1988; 59: 287-296.

79. Triplett RG, Mason ME, Alfonso WF, McAnear JT. Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 264-269.

80. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4.641 consecutively placed Branemark dental implants: A study from stage 1 surgery to the connection of completed prosthesis. . Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6: 142-146.

81. Lekholm U, Gunne J, Henry P. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 639-645.

82. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: A 3-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 53: 264-268.

83. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 272-281.

84. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 1: A longitudinal clinical evaluation. Clin Oral Implants Res 2002; 13: 381-389.

85. 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: 303-311.

86. 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: 405-414.

87. 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: 722-730.

88. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: A clinical, radiologic and periotest study. Clin Imp Dent Relat Res 2001; 3(1): 39-49.

89. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12(1): 52-58.

90. 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: 31-36.

91. Las Casas EB, Ferreira PC, Cimini CA, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz M. Comparative 3D finite element analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 215-225.

92. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants. A photoelastic analysis. J Prosthodont 2007; 16: 117-122.

93. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants. A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 623-630.

94. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective one year clinical study. Clin Imp Dent Relat Res 2005; 7(1): S1-12.

95. Schlegel A, Hamel J, Wichman M, Eitner S. Comparative clinical results after implant placement in the posterior maxilla with and without sinus augmentation. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 289-298.

96. Regev E, Smith RA, Perrot DH. Maxillary sinus complications related to endosseous implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 451-461.

97. Rosenlicht JL. Indications and Contraindications for Sinus Grafting. İçinde Jensen OT. Editör. The Sinus Bone Graft. London, Berlin, Sao Paulo, Tokyo: Quint Publishing Co, Inc; 1999.pp. 7-17.

98. Bruggenkate CM, Bergh JPA. Maxillary sinus floor elevation: A valuable pre-prosthetic procedure. Perio 2000. 1998; 17: 176-182.

99. Rosen PS, Summers R, Mellado JR, Salkin LM, Shanaman RH, Marks MH, Fugazzotto PA. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: A multicenter retrospective report of consecutively treated patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 853-858.

100. Deporter D, Todescan R, Caudry S. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. Int J Periodontics Restorative Dent. 2000; 20: 476-485.

101. Cavicchia F, Bravi F, Petrelli G. Localized augmentation of the maxillary sinus floor through a coronal approach for the placement of implants. J Period Rest Dent.2001; 21: 475-85.

102. Komarnyckyj OG, London R. Osteotome single-stage dental implant placement with and without sinus elevation: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 799- 804.

103. Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry. Simplified clinical analysis for predictable treatment. Quint Books. 1999.

104. Weinberg LA. Therapeutic biomechanic concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. J Oral Implantol 2001; 27(6): 293-301.

105. Stegariou R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stres distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 82-90.

106. Abu-Saleh T, Marnewick J. Implant-supported Crowns for a Shortened Dental Arch: A Case Report. J Contemp Dent Pract 2008; (9)5:114-121.

107. Kayser AF. Shortened dental arches and oral function. J Oral Rehabil 1981; 8(5): 457-462 [179, kaynak 178: p-115].

108. Kanno T, Carlsson GE. A review of the shortened dental arch concept focusing on the work by the Kayser/Nijmegen group. J Oral Rehabil 2006; 33(11): 850-862.

109. Witter DJ, De Haan AF, Kayser AF, Van Rossum GM. Shortened dental arches and periodontal support. J Oral Rehab 1991; 18(3): 203-212.

110. Maeda Y, Sogo M, Tsutsumi S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. J Oral Rehabil 2005; 32: 656-660.

111.Tosun T, Karabuda C, Çuhadaroğlu Ç. Evaluation of sleep bruxizm by polisomnographic analysis in patients with dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 286- 292.

112. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxilloc Imp 2000; 15(5): 675-690.

113. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Imp. 1988; 3 (2):85-97.

114. Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter Alison, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants. A 3 dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22; 551-562.

115. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width. A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 65-74.

116. Çehreli MC, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation. Current knowledge and future contexts. J Dent 2004; 32: 123-132.

117. Schrotenboer J, Tsao Y-P, Kinariwala V, Wang H-L. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. J Periodontol 2008; 79: 2166-2172.

118. Fanuscu MI, Lida K, Caputo AA. Load transfer by an implant in a sinus grafted maxillary model. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 667-674.

119. Scacchi M, Merz BR, Schar AR. The development of the ITI Dental Implant System. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. Clin Oral Implants Res. 2000; 11 Suppl 1: 22-32.

120. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. J Dent Res 2004; 83: 529-553.

121. Yung YC, Han CH, Lee KW: A 1 year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 811-818.

122. Tirupathi R. Chanrupatla, Ashok D. Belegundu. Introduction to finite element analysis. Prentice-Hall International, Inc 1997.

123. Robert D. Cook, David S. Malkus, Michael E. Plesha. Concepts and Applications of Finite element Analysis. John Wiley & Sons 1989.

124. David A., Barry M.,Amir H..Analysis of load transfer and stress distribution by an implant- supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996; 4: 285-291.

125. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. Istanbul: Logos Yayıncılık, 2000: 10-55.

126. Joseph Edward Shigley. Mechanical Engineering Design. McGraw-Hill Book Company 1986.

127. İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. 6ed. İstanbul: İTÜ Vakfı 1988.

128. Franklin FE. Stress Analysis. İçinde: Kutz M, editör. Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience; 1998, pp 191-245.

129. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under two loading conditions: A technical investigation. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(5): 735-42.

130. Eskitaşçıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transfered to implant supported prosthesis and supporting bone: A three dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004; 91: 144-50.

131. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13(6): 781-90.

132. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. J Prosthodont 1995; 4: 95-100.

133. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant. A three dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 2005; 32(4): 279-86.

134. Stegaroiu R, Watanabe N, Tanaka M, Ejiri S, Nomura S, Miyakawa O. Peri-implant stress analysis in simulation models with or without trabecular bone structure. Int J Prosthodont 2006; 19: 40-42.

135. Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. Implant Dent 1992; 1: 212-217.

136. Riegel MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990; 63: 671-676.

137. Van Rossen IP, Braak LJ, de Putter C, de Groot K. Stress absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990; 64: 198-205.

138. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three dimensional finite element analysis. Clin Oral Imp Res 2004; 15(4): 401-12.

139. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 51-7.

140. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 2005; 93: 227-34.

141. 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.

142. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18(3): 357-68.

143. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent 2005; 93: 38-44.

144. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bouranel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite element analysis. J Cranio-Maxillofac Surg 2001; 29: 100-05.

145. Wheeler RC. An atlas of tooth form. Toronto: Harcourt Canada; 1969: p. 26.

146. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant supported molar crown. J Prosthet Dent 2004; 92(5): 434-40.

147. Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1997.

148. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2002.

149. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2005.

150. Bölükbaşı N. Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2008.

151. 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 (1): 41-46.

152. Sütpideler M, Eckert Se, Zobitzs M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(6): 819-825.

153. Çağlar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio-distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(1):36-44.

154. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehab 1998; 25: 847-858.

155. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehab 1993; 20: 147-157.

156. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. J Oral Rehab 1994; 21: 47-56.

157. Koolstra JH, van Eijden TMGJ, Weijs WA, Naeije M. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomech 1988; 21: 563-576.

158. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 5th edition, Mosby 2003.

159. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Com Meth Biomech Biomed Eng 2006; (4): 257- 270.

160. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. Arch Oral Biol; 45(7): 543-550.

161. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of finite element model in dental implants. J Oral Implantol 2000; 26(2): 77-81.

162. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three dimensional finite element modelling of bone. J Biomed Eng 1993; 15(6): 505-9.

163. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr. Automated three dimensional finite element modelling of bone. A new method. J Biomed Eng 1990; 12(5): 389-97.

164. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. J Oral Implantol 1996; 22(2): 104-10.

165. Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M, Akagawa Y. Effect of bone length on stres distribution in implant finite element analysis. J Dent Res 1997; 76: 328.

166. Misch CM. Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth to implant fixed partial denture designs. J Prosthodont 1993; 2: 83-92.

167. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three dimensional finite element element model of bone trabeculae in implant biomechanics. J Oral Rehab 1999; 26: 288-291.

168. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stres distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analysis of axial and off-axial loading. Impl Dent 2000; 9(3): 207-18.

169. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Imp Res 1992; 3(3): 104-11.

170. 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 Prosth Dent 1996; 76(6): 633-40.

171. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. Clin Oral Imp Res 13; 2002: 657-665.

172. Fugazzotto PA. Short implants in clinical practice: Rationale and treatment results. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 487-496.

173. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic bio-mechanics. Implant dentistry 1998; 7: 277-85.

174. Lin C-L, Chang S-H, Chang W-J, Kuo Y-C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. Eur J Oral Sci 2007; 115: 408-416.

175. Bilgin T. Tam protezlerde kullanılan hazır ölçü kaşıkları için ülkemize uygun standartların araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1989.

176. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochrane GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. J Oral Maxillofac Implants 1997; 9: 345-60.

177. Lin CL, Wang JC, Ramp L, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density and loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 57-64.

178. Yang G, Xiang HJ. A three dimensional finite element study on the biomechanical behaviour of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech 2007; 40: 2377-2385.

179. İsmail YH, Kukunas S, Pipko D, Ibiary W. Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics. J Dent Res 1989; 68:962.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Brunilda	**Soyadı**	Gashi
Doğ.Yeri	Arnavutluk	**Doğ.Tar.**	02.12.1980
Uyruğu	Arnavut	**TC Kim No**	-
Email	brunildagashi@hotmail.com	**Tel**	00905358650469

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora		
Yük.Lis.	Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2004
Lisans	-	
Lise	'Mehmet Akif' Türk Koleji	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
Türkçe	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi	-	-
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi	90	Toefl – 264
İtalyanca	Çok İyi	İyi	İyi	-	-

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	-	-	-
(Diğer) Puanı	-	-	-

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft office	Çok İyi
Photoshop	Çok iyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Yayınlar

1. Karabuda C, Akıllı E, Gashi B, Turan S, Koldaş T. İskeletsel ileri derecede mandibüler prognati vakasının interdisipliner tedavisi: Vaka sunumu. ImplanTR Dergisi 3(2), 30-38, Nisan-Mayıs 2008.

2. Abdel-Hak J, Akıllı E, Karabuda C, Gültekin A, Gashi B. Ön bölge mezio-distal mesafenin yetersiz olduğu vakada tek diş implant uygulaması ve erken yükleme: Vaka sunumu. Oral İmplantoloji Dergisi 8(1), 30-34, Mayıs 2008.

3. Akıllı E, Karabuda C, Gashi B, Gültekin A, Abdel-Hak J. Diş-implant destekli sabit protezlerin serbest sonlanan mandibuladaki 4 yıllık klinik takibi. Oral İmplantoloji Dergisi 8(2), 8-13, Kasım 2007.

4. Bölükbaşı N, Gashi B, Özdemir T, Havlucu U. Simante ve vidalı implant-üstü restorasyonların karşılaştırılması. Oral İmplantoloji Dergisi 8(1), 34-38, Mayıs 2007.

5. Gashi B, Yeniyol S, Özdemir T. Fibrin Adezivleri. Oral İmplantoloji Dergisi 7:1, Mayıs 2006.

6. Karabuda C, Gashi B, Akıllı E, Özdemir T. Osseointegre Diş İmplantlarının, Ektodermal Displazili Hastaların Rehabilitasyonunda Kullanımı: Vaka Sunumu. Oral İmplantoloji Dergisi 7:1, Mayıs 2006.

Tebliğler

1. Gashi B, Arısan V, Özdemir T. İmplant çevresi papil oluşturma tekniklerinin değerlendirilmesi. Türk Oral İmplantoloji Derneği XVIII Uluslararası Bilimsel Kongresi & Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı 8-14 Haziran 2008 Club Med Palmiye, Kemer.

2. Gashi B, Yeniyol S, Bölükbaşı N, Özdemir T. İmplant boynunun ve postun yumuşak doku üzerine etkisi: Derleme. Türk Oral İmplantoloji Derneği XVIII Uluslararası Bilimsel Kongresi & Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı 3-9 Haziran 2007 Club Med Palmiye, Kemer.

3. Karabuda C, Gashi B, Akıllı E, Özdemir T. Osseointegre Diş İmplantlarının, Ektodermal Displazili Hastaların Rehabilitasyonunda Kullanımı: Vaka Sunumu. Türk Oral İmplantoloji Derneği XVIII Uluslararası Bilimsel Kongresi & Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı 4-10 Haziran 2006 Club Med Palmiye, Kemer.