

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**VERTİKAL DEFEKTLİ ANTERİOR MAKSİLLAYA
FARKLI UYGULAMALAR İLE YERLEŞTİRİLEN
İMLANTLARA GELEN YÜKLERİN SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

MELİH ÖZGEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. SERDAR YALÇIN**

**"ANABİLİM DALI"
ORAL İMLANTOLOJİ**

İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

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

19 / 01 / 2012

Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : DOKTORA
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
 Anabilim Dalı : ORAL İMPLANTOLOJİ
 Tez Sahibi : MELİH ÖZGEN
 Tez Başlığı : Vertikal Defektli Anterior Maksillaya Farklı Uygulamalar İle Yerleştirilen İmplantlara Gelen Yüklerin Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi
 Sınav Yeri : İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Prof.Dr.Altan Gülhan Özerkan Konferans Salonu
 Sınav Tarihi : 19 / 01 / 2012

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Prof.Dr.Tayfun ÖZDEMİR (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)
(Tez İzleme Komitesi)
- 2.Prof.Dr.Serdar YALÇIN (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Oral İmplantoloji Anabilim Dalı)
(Tez İzleme Komitesi) (Danışman)
- 3.Prof.Dr.Buket AYBAR (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı)
(Tez İzleme Komitesi)
- 4.Prof.Dr.Atilla SERTGÖZ (Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
- 5.Prof.Dr.Z.Cüneyt KARABUDA (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi 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.

MELİH ÖZGEN



İTHAF

Beni bugünlere getiren sevgili Anneme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim dönemim süresince bilgi ve deneyimiyle bana her konuda yol gösteren, her türlü desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Serdar Yalçın'a,

Mesleki eğitimime ve tezime katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Prof.Dr. Tayfun Özdemir, Sayın Prof. Dr. Z.Cüneyt Karabuda ve Sayın Doç.Dr.Selim Ersanlı'ya,

Tezimin hazırlanması ve oluşturulması sırasındaki katkılarından dolayı değerli hocam Sayın Prof.Dr Hakan Özyuvacı ya,

Tezimin oluşturulmasında, modellerin dizaynında yardımlarını esirgemeyen ve analizi yapan Ay Tasarım Ltd'e,

Çalışmamın tüm aşamalarında bana destek olan çalışma arkadaşlarım Dr. Alper Gültekin, Dr. Mehmet Bayraktar, Dt. Şirali Şiraliyev,Dt Bige Özuygur' a

Yıllarca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm Oral İmplantoloji A.B.D çalışanları, uzman ve asistan arkadaşlarıma ayrı ayrı,

teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 10028

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	XIII
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVII
ÖZET	XVIII
ABSTRACT.....	XIX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon	3
2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi	3
2.1.2. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı	4
2.1.2.1. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler.....	5
2.2. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık	6
2.3. Gerilmeler Karşısında Kemikte Görülen Histolojik Reaksiyonlar	9
2.3.1. Gerilme – Rezorbsiyon ilişkisi	9
2.3.2. Kemğin fonksiyonel gerilmelere verdiği histolojik yanıt.....	11

2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	13
2.4.1. Yükleme tipi ve şiddeti	14
2.4.1.1. İmplant üstü protezlerde çiğneme kuvvetleri.....	15
2.4.1.2. İmplant üstü protezlerde oklüzyon prensipleri	16
2.4.1.3. Oklüzal temasların düzenlenmesi	18
2.4.2. İmplant ve protezin materyal özellikleri	19
2.4.3. İmplantın yüzey özellikleri	20
2.4.4. İmplant – kemik ara yüzeyi	21
2.4.5. İmplantı çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu	21
2.4.5.1. Kemiğin yapısı	21
2.4.5.2. Kemik dokusunun kalitesi ile ilgili sınıflamalar	22
2.4.5.3. İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi	25
2.4.6. İmplant geometrisi	26
2.4.6.1. İmplant çapı	27
2.4.6.2. İmplant uzunluğu	28
2.4.6.3. İmplant tasarımı	29
2.5. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamaları.....	31
2.5.1. Anterior maksillada dental implant uygulamalarında cerrahi öncesi değerlendirme.....	31
2.5.2 Anterior maksilladaki dental implant uygulamalarında implantların ideal olarak konumlandırılması.....	33
2.5.3. Anterior maksilladaki dental implant uygulamalarında cerrahi prosedür	32
2.5.4. Anterior maksilladaki dental implant uygulamalarında biyomekanik açıdan risk faktörleri.....	33
2.6. Üst Çenede Yetersiz Kemik Miktarını Arttırıcı veya İmplant Yerleşimini Kolaylaştırıcı Teknikler.....	34
2.6.1 Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu.....	34
2.6.2 Onley kemik ogmentasyonu.....	35
2.6.3 Distraksiyon osteogenezi.....	36
2.6.4 Kısa implant uygulamaları.....	36

2.7. Platform Değişimi.....	37
2.8. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi.....	43
2.8.1. SEA yöntemi ile ilgili mekanik kavramlar	44
2.8.2. SEA yönteminin avantajları.....	46
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	48
3.1.Modellerin Oluşturulması	48
3.1.1. Model Grupları.....	53
3.2.Kullanılan bilgisayar özellikleri.....	61
3.3.Materyal Özellikleri.....	62
3.4. Sınır Koşulları.....	63
3.5.Yükleme Koşulları.....	63
3.6.Ölçümlerin Yapılması.....	64
4. BULGULAR.....	66
4.1. Kemik içerisinde oluşan maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	66
4.1.1. 6 mm’lik implant modelleri (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı	66
4.1.2. 8 mm’lik implant modelleri (Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	72
4.1.3. 12 mm’lik implant modelleri (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	77
4.2. Kemik içerisinde oluşan minumum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	83
4.2.1. 6 mm’lik implant modelleri (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	83
4.2.2. 8 mm’lik implant modelleri (Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	89
4.2.3. 12 mm’lik implant modelleri (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı.....	94
4.3. Üstyapı içerisinde oluşan Von mises stres değerleri ve dağılımı.....	100

5. TARTIŞMA	111
6.SONUÇLAR.....	138
KAYNAKLAR	139
ÖZGEÇMİŞ	158

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: İmplant üstü protezlerde kullanılan oklüzyon tipleri.....	17
Tablo 2-2: Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı.....	24
Tablo 3.1: Model düğüm noktası ve eleman sayıları.....	60
Tablo 3.2: Materyal özellikleri.....	62
Tablo 4.1: Model 1-a,1-b,2-a,2-b,3-a,3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.....	71
Tablo 4.2. : Model 1-a,1-b,2-a,2-b,3-a,3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	71
Tablo 4.3. : Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.....	76
Tablo 4.4 : Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	77
Tablo 4.5 : Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.....	82
Tablo 4.6 : Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	82
Tablo 4.7 : Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.....	88

Tablo 4.8 : Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	88
Tablo 4.9 : Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.....	93
Tablo 4.10 : Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	94
Tablo 4.11 : Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, -b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.....	99
Tablo 4.12 : Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	99
Tablo 4.13 : 6 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.....	103
Tablo 4.1 : 6 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	103
Tablo 4.15 : 8 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 4-a, 4b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.....	106
Tablo 4.16 : 8 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 4-a, 4b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	106

Tablo 4.17 : 12 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.....	109
Tablo 4.18 : 12 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.....	110

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Dikey kuvvet sonucu oluşan gerilmenin yayılımı.....	10
Şekil 2-2: Frost Sınıflaması.....	12
Şekil 2-3: Misch sınıflamasına göre kemik tipleri.....	23
Şekil 2-4: İmplant tasarımının genel yapısı.....	29
Şekil 2-5: Keskin ve yuvarlak kenarlı yivlerin etrafında oluşan gerilme şekli.....	30
Şekil 2-6 : Biyolojik genişliği oluşturan yapılar.....	38
Şekil 2-7 : Biyolojik aralık oluşumunun öncesi ve sonrasında implantın boyun bölgesinin görünümü.....	39
Şekil 2-8: İmplant post birleşimindeki mikroaralığın görüntüsü.....	40
Şekil 2-9: Platform değişimi gözlenen implantların radyografikleri görüntüleri.....	41
Şekil 2-10: Enflamatuar bağ dokusunun krestal kemikten uzakta konumlanması.....	41
Şekil 2-11: Platform değişimi uygulanmış implantın boyun bölgesini gösteren şema.....	42
Şekil 2-12: Omuz bölgesinin kuralinde oluşan kemik dokusunun radyolojik ve histolojik görüntüleri.....	43
Şekil 3.1: Maksiller tüm çene modeli.....	48
Şekil 3.2: Maksiller anterior bölgesini içine alan model.....	48
Şekil 3.3: Erişkin hastadan elde edilen tomografi görüntüsü.....	49
Şekil 3.4: Elde edilen tomografi görüntülerinin 3D- Doctor programına aktarılması.....	49
Şekil 3.5: Boolean yöntemi ile ortaya çıkarılan maksiller çene modeli.....	50
Şekil 3.6 : Model üzerinde kortikal ve trabeculer kemiğin oluşturulması.....	51
Şekil 3.7 : Üç farklı boyda oluşturulan astra dental implant modelleri.....	52

Şekil 3.8: İmplant yuvalarının boolean yöntemi ile oluşturulması.....	52
Şekil 3.9: Protetik üstyapı ve implant yerleşimi modeli.....	53
Şekil 3.10: 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.....	54
Şekil 3.11: 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.....	54
Şekil 3.12: 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.....	55
Şekil 3.13: 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.....	55
Şekil 3.14: 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.....	56
Şekil 3.15: 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.....	56
Şekil 3.16: 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.....	57
Şekil 3.17: 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.....	57
Şekil 3.18: 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.....	58
Şekil 3.19 : Fempro programı analiz imajı.....	58
Sekil 3.20 : Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar.....	59
Sekil 3.21: Sonlu elemanlar analizinde sınır kosullarının belirlenmesi.....	63
Şekil 3.22 : Modeller üzerine yükleme koşulu.....	64
Şekil 3.23 : İmplant çevresinde alınan referans noktaları.....	65
Şekil 4.1 : Model 1-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	67
Şekil 4.2 : Model 1-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	67
Şekil 4.3 : Model 2-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	68
Şekil 4.4 : Model 2-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	69

Şekil 4.5 : Model 3-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	70
Şekil 4.6 : Model 3-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	70
Şekil 4.7 : Model 4-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	72
Şekil 4.8 : Model 4-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	73
Şekil 4.9 : Model 5-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	74
Şekil 4.10 : Model 5-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	74
Şekil 4.11 : Model 6-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	75
Şekil 4.12 : Model 6-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	76
Şekil 4.13 : Model 7-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	78
Şekil 4.14 : Model 7-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	78
Şekil 4.15 : Model 8-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	79
Şekil 4.16 : Model 8-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	80
Şekil 4.17 : Model 9-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	81
Şekil 4.18 : Model 9-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	81
Şekil 4.19 : Model 1-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	84
Şekil 4.20 : Model 1-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	84
Şekil 4.21 : Model 2-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	85
Şekil 4.22 : Model 2-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	86
Şekil 4.23 : Model 3-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	87
Şekil 4.24 : Model 3-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	87
Şekil 4.25 : Model 4-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	89
Şekil 4.26 : Model 4-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	90
Şekil 4.27 : Model 5-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	91
Şekil 4.28 : Model 5-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	91
Şekil 4.29 : Model 6-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	92

Şekil 4.30 : Model 6-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	93
Şekil 4.31 : Model 7-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	95
Şekil 4.32 : Model 7-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	95
Şekil 4.33 : Model 8-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	96
Şekil 4.34 : Model 8-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	97
Şekil 4.35 : Model 9-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	98
Şekil 4.36 : Model 9-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.....	98
Şekil 4.37 : Model 1-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	101
Şekil 4.38 : Model 1-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	101
Şekil 4.39 : Model 2-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	101
Şekil 4.40 : Model 2-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	102
Şekil 4.41 : Model 3-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	102
Şekil 4.42 : Model 3-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	102
Şekil 4.43 : Model 4-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	104
Şekil 4.44 : Model 4-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	104
Şekil 4.45 : Model 5-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	104
Şekil 4.46 : Model 5-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	105
Şekil 4.47 : Model 6-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	105
Şekil 4.48 : Model 6-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	105
Şekil 4.49 : Model 7-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	107
Şekil 4.50 : Model 7-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	107
Şekil 4.51 : Model 8-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	108
Şekil 4.52 : Model 8-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	108
Şekil 4.53 : Model 9-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	108
Şekil 4.54 : Model 9-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.....	109

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

SEA,FEM: Sonlu Elemanlar Analizi

MPa: Megapaskal

mm: Milimetre

Pa: Paskal

μm : Mikrometre

N: Newton: kg/mm^2

kg: Kilogram

gr: Gram

lb: Libra

Å: Ångström

VM: Von Mises

ÖZET

Özgen M. Vertikal defektli anterior maksillaya farklı uygulamalar ile yerleştirilen implantlara gelen yüklerin sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul.2011.

Üst çene ön bölgede alveol kemiğinin dikey yönde ileri derece rezorbe olduğu hastalarda yetersiz kemik yüksekliği, implant uygulamalarını zorlaştırmaktadır. Bu tip vakalarda kısa implantlar kullanılmakta ve kron boylarında artış gözlenmekte böylece yüksek kron/implant oranları oluşabilmektedir. Diğer bir alternatif tedavi şekli ise intraoral veya ekstra oral otojen blok kemik greftleri ile yada sentetik greft materyalleri ile maksillanın yeniden yapılandırılmasıdır. Bu tedavi şeklinin en önemli dezavantajı tedavi süresinin ve maliyetinin artmasıdır. Ayrıca blok greftteki rezorpsiyon ve kaynaşma sorunları, yumuşak doku ile ilgili oluşabilecek komplikasyonlar tedavinin bir diğer zorluğudur. Bu çalışmada amaç farklı implant uzunluklarında platformswitching özelliğine sahip implantların ve standart implantların etrafında oluşan stresleri değerlendirmek, oluşabilecek biyomekanik problemleri araştırmaktır. Bu amaçla hastanın anterior maksillasından konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen kesitler Rhinoceros 4.0 yazılımına alınmış ve rekonstrükte edilip 18 adet model oluşturulmuştur. 0.5 mmlik platform switching miktarının 4mm çapındaki kısa ve uzun implantlarda etkisi incelenmiştir. Modeller değerlendirildiğinde en yüksek stress değerleri 6mm implantlar tarafından desteklenen 24mm lik kron boylarında elde edilmiştir. Krestal kemikteki stres değerlerinin implant uzunluğu arttıkça azaldığı, kron yüksekliği arttıkça arttığı tespit edilmiştir. 0.5 mm lik platform switching miktarının 4 mm çapındaki implantlarda anterior maksillada streslerde önemli bir değişiklik yaratmadığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler : Dental implantlar, Biyomekanik, Alveolar kemik kaybı, Sonlu eleman analizi, platform switching.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 10028

ABSTRACT

It is usually hard to place implant in appropriate position in cases with advanced vertically alveolar bone resorption in the anterior maxilla. In such cases short dental implant placement with lengthen crowns could be useful. Another treatment option is the reconstruction of the maxilla with intraoral or extra oral autogenous bone grafts or usage of the synthetic graft materials. The most important disadvantage of this treatment is the cost and the treatment time. Also the resorption of the autogenous bone block and complications in fusion of the autogenous bone block and the complications in the soft tissue are the other difficulties of the treatment. In this study the purpose is to evaluate the stresses around platform switched implants and the standard implants, also to investigate the biomechanical problems that could occur. For this reason a model of anterior maxilla was obtained from a patient's computer tomography sections which were transferred to the software Rhinoceros 4.0 reconstructed and eighteen models were created. The effect of 0.5 mm platform switching at 4mm diameter short and long implants was evaluated. After the evaluation completed the highest stress was observed around the 6mm length implant with the 24 mm crown height. It was seen that the stresses around the crestal bone decrease with the increase of implant length, increase with the increase of crown height. Within the limitation of this study it can be concluded that the 0.5 mm platform switching concept does not make an important influence around the crestal bone of the 4mm diameter dental implants in the anterior maxilla.

Key Words: Dental implant, Kinematics, Alveolar bone loss, Finite element analysis, platform switching.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 10028

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Modern dişhekimliğinde dental implantlar, diş eksiklikleri ve buna bağlı fonksiyon, estetik ve fonetik kayıpların geri kazanılmasında başarısı kanıtlanmış bir tedavi seçeneği olarak uygulanmaktadır(1). Oral implantolojinin klinik açıdan hedefi; peri-implanter dokuların sağlığının korunması, çiğneme ve fonksiyonda oluşan yüklere karşı dayanıklı, gerekli okluzyon kriterleri sağlanmış protezlerin yapımı ve uzun dönemde yüksek başarı yüzdesinin sağlanması, hastanın ağız bölgesinde estetik görünümünün mümkün olduğunca dişlerini kaybetmeden önceki durumuna döndürülmesi olarak belirtilmektedir. İmplant destekli protezlerin avantajları olarak kemik rezorpsiyonunun engellenmesi, okluzal dikey boyutun korunması, fasiyal estetiğin korunması (kaslar), estetik, fonetik, okluzyonun korunması, protez başarısının artırılması, çiğneme performansının gelişmesi gösterilmektedir (2,3).

Son yıllarda implantolojideki hızlı gelişmeler hastaların ve hekimlerin beklentilerinin artmasına neden olmuştur. Günümüzde yapılacak olan implantın osseointegrasyonundan ve fonksiyon görmesinden neredeyse kuşku duyulmamaktadır. İmplant destekli tedavi planlamalarında sadece beyaz estetiğin değil kırmızı estetiğin de (diş eti ve çevre yumuşak dokular) düşünülmesi gereklidir (4). Dental implantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi tartışılmazdır (5,6). Okluzal yükler implant üstü protezler aracılığı ile dental implantlar ve çevresindeki kemiğe iletilmektedir. İmplantlar üzerine iletilen yükler; yükün tipine, implantların boyutlarına, implantların yüzey özelliklerine, protez tipine, implantlar çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine ve implantların yerleşimine göre implant-kemik ara yüzünde gerilmelere neden olmaktadır. İmplant-kemik ara yüzünde kemiğin taşıma kapasitesini aşan aşırı yükler ise kemik remodelingini etkileyerek rezorpsiyona veya implantın kaybına neden olabilmektedir (7,8).

Kemiğin çevresindeki kuvvetlere göre yapısını değiştirebilen bir doku olduğu bilinmektedir. Buna kemiğin re-modelling özelliği denilmektedir (9). Bu şekillenmede mevcut kemik yoğunluğunun içsel modifikasyonu ve kemik şeklinin görüntüsel değişikliği beraber olmaktadır. Biyolojik streslerdeki değişikliklerin implant başarısızlıklarında önemli faktörlerden biri olduğu bilinmektedir. Buna streten

korunma etkisi denilmektedir. Sonlu eleman analizi ile yapılan çalışmalarda bu etkinin azaltılması amaçlanmaktadır. Sonlu eleman analizleri 1960lardan beri başarısını kanıtlamış bir metod olarak değerlendirilmektedir (10,11). Dental implantların mekanik araştırmalarında sonlu eleman analizleri sıklıkla kullanılmaktadır (12). Maksillada ve özellikle de maksillanın anterior bölgesinde dişlerin kaybından sonra oluşan kemik yapısı dental implantların doğal dişlerdeki benzer pozisyonlarda yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Premaksilla, diş çekiminden sonra genişliğinin ilk bir yılda %25'ini, ilk üç yılda ise %40 ile %60'ını kaybetmektedir. Ayrıca vestibüldeki kompakt kemik diş çekimleri sırasında kırılabilir (13,14).

Maksillada ön bölgede rezorpsiyon sonrası varolan kemik miktarı sıklıkla implant uygulamalarını güçleştirmekte ve bazı durumlarda neredeyse imkansız hale getirmektedir. Gerek estetiğin sağlanması gerekse hastanın fonksiyonel problemlerinin giderilmesi için kullanılan çeşitli metodlar ve teknikler bulunmaktadır. Bunlar yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, onley kemik augmentasyonu, distraksiyon osteogenezi, kısa implant uygulamaları olarak sınıflandırılabilir (15).

Kısa implantlarda destek kemiğe daha fazla yük gelmesi, lateral yüklere karşı direncin azalması, kron boyunun artması, gibi sebeplerden kayıp riskinin artacağı varsayılmaktadır (16,17). Blok greftlerdeki rezorpsiyon ve kaynaşma sorunları, yumuşak doku ile ilgili oluşabilecek komplikasyonlar, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda elde edilen kemik miktarının sınırlı olması ise bu tedavinin komplike ve zor olduğunun göstergesidir (15,18).

Bu çalışmada amaç çeşitli nedenlerle maksillanın ön bölgesinde oluşabilen alveol rezorpsiyonu sonrasındaki dişsizliğin farklı implant uygulamaları ile tedavisini incelemek, bu tedaviler sırasında implantı destekleyen kemikteki stres dağılımlarını değerlendirmektir. Çalışmada kısa implantlar etrafında, standart implantlar etrafında, platform switching özelliğine sahip implantlar etrafında oluşan stresler değerlendirilecek, oluşabilecek biyomekanik problemler araştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon

2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi

Modern dişhekimliğinde dental implantlar, diş eksiklikleri ve buna bağlı fonksiyon, estetik ve fonetik kayıpların geri kazanılmasında başarısı kanıtlanmış bir tedavi seçeneği olarak uygulanmaktadır (1). Periodontal nedenler, travma veya endodontik nedenler sonucu kaybedilmiş dişlerin ve çevre dokuların implant destekli protezler ile tedavisi ve korunması konsepti İsveçli Bränemark ve arkadaşlarının 1960'lı yıllarda başlatmış oldukları çalışmalar sonucu ortaya attıkları osseointegrasyon kavramı 19 (Branemark ve ark. 1969) ile birlikte oral implantoloji günümüz dişhekimliğinin en dikkat çeken alanlarından biri haline gelmiş, yapılmış olan uzun dönem klinik çalışmalarda tam veya kısmi dişsizliği olan vakalarda başarı oranının %85'in üzerinde olduğu gösterilmiştir (20,21). Teknolojinin ve bilimin gelişmesi daha üstün özellikte implantların üretilmeye başlanması; implant tedavisinin diş hekimliği pratiğindeki kullanımını artırmıştır. Artık günümüzde dental implantlar protetik tedavinin bir parçası haline gelmiştir (22).

İmplant kelime anlamı olarak, canlı dokulara tedavi amacı ile yerleştirilen cansız maddeleri ifade eder. Dental implant sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası veya periostun altına, çene kemiklerinin içine veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareyler olarak tanımlanmaktadır (23). Dental implantlar dişhekimliğinde; kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olabilecek doku uyumlu maddelerin çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi ile uygulanır. İmplantlar sabit ve hareketli protezlere dayanak olarak, mevcut dişlerin stabilizasyonunda, çene kırıklarının fiksasyonunda ve ortodontik ankraj olarak kullanılmaktadır (24).

Kaybedilmiş dişlerin yerine konma çabası insanlık tarihi kadar eski bir süreç kadar dayanmaktadır. Antik çağlarda; tahta, deniz kabuğu, taş ve hayvan dişlerinin alt ve üst çenelere yerleştirilerek dayanak olarak kullanıldığı belirtilmiştir (25,26). Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi'nde sergilenen M.S. 7. yüzyıl dönemine ait bir orta Amerika yerlisinin kafatasında ilk dental implant örneği bulunmuş, çene kemiğinde eksik olan üç alt kesici dişin yerine, diş formu verilmiş deniz kabuklarının yerleştirildiği görülebilmektedir (27,28). Dental implant uygulamalarının ana hedefi implant üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir (29), dental implantlar yerleştirildikleri yerde biyolojik dokular ile direk ve daimi olarak temas içindedirler ve bu nedenle canlı dokular ile uyumlu bir biyomateryalden yapılmış olmalıdır. Biyomateryal biyolojik sistem ile uyumlu olan, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ veya fonksiyonunun yerini tutan madde olarak tanımlanır (30,31).

2.1.2. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı

Erken dönemde kemik-implant ara yüzü ile ilgili yapılan klinik çalışmalarda iki temel teori ortaya atılmıştır. Bunlardan birincisi fibro - osseöz entegrasyondur. Fibro - osseöz entegrasyonda kemik ve implant yüzeyi arasında organize olmuş kollagen doku bulunur. Bu fibro-osseöz yapı periodontal membrana benzetilmiş, ilk yapılan çalışmalarda olması gereken bir bağlantı şeklinde kabul edilmiştir. Fakat oluşan bu fibro-osseöz yapının, periodontal ligamentlerden farklı olarak, implant yüzeyine paralel seyretmeleri sebebiyle kemik-implant ilişkisini zayıflattıkları düşünülmektedir. Günümüzde yeterliliğini yitiren bu bağlantı şekli 1970'li yıllarda büyük bir araştırmacı grubu tarafından kabul görmüştür (32,33,34). Branemark'ın tanımına göre (35) osseointegrasyon ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır. Branemark'ın osseointegrasyonu, kemik ile implant ara yüzeyinde fibröz doku olmaksızın, implantın kemik içindeki direk ankrajı olarak tanımlamasından günümüze kadar uzanan süreçte yapılan çalışmalar sadece implantın kemik içindeki stabilitesi ile ilgili kalmayıp, dental implantların uzun dönem başarıları ile de yakından alakalı olmuştur (36).

El Askary'nin yapmış olduğu osseointegrasyon tanımında (37,38,39); osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi

arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olduğu öne sürülmüştür. Osseointegrasyon, implant üzerine uygulanacak olan proteze gelen fonksiyonel yükleri taşıyabilecek olan implant ve kemik arasındaki doğrudan ankraja denir. Zarb, 1991’de osseointegrasyonun bilimsel anlamda yeterince tanımlanmadığı gerçeğini ortaya atmıştır; ancak, Brånemark’ın bildirmiş olduğu tanımlama klinik olarak güvenli ve rijit bir implant fiksasyonunu sağladığı için klinisyenler arasında popülerliğini korumuştur. Zarb ise osseointegrasyonu, alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme esnasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır (40). Osseointegrasyonun klinik olarak gözlemlenen bulgusu implant immobilitesidir ve implantların uzun dönem başarısında implant stabilitesinin önemi büyüktür. Fizyolojik ve morfolojik açıdan olaya bakıldığında, implant stabilitesi, implant yüzeyi ve kemik arası doğrudan temastan kaynaklanır (41).

2.1.2.1. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler

Osseointegrasyon aslında histolojik bir tanımlamadır. Klinik olarak kemik ile implantın sıkıca kaynaşması ve mobilite olmaması durumuna ise “rijit fiksasyon” denir.

Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler:

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. Yüzey özellikleri
4. Kemiğin kalite ve kantitesi
5. Cerrahi teknik
6. İmplant yükleme zamanları ve koşulları, olarak sıralanabilir (42).

İmplantın kemik içindeki primer stabilitesi öncelikle çene kemiğinin mekanik özellikleri, daha sonra cerrahi teknik ve implantın tasarımı ile ilgilidir. Özellikle yoğunluğu düşük olan kemiklerde primer stabilite, cerrahi travmaya, iyileşme koşullarına ve implant materyaline gösterilen biyolojik cevap ile ilgilidir. Sonuçta zaman içerisinde, implant kemik ara yüzeyinde kemik yapımı ile beraber daha sıkı bir

bağlantı sağlanır (36). Ayrıca implant uygulamasından implant – kemik ara yüzeyinde yumuşak doku oluşumunun engellenmesi ve osseointegrasyonun sağlanması için mukoza altındaki implant, iyileşme döneminde çiğneme kuvvetleri ve travmadan uzak tutulmalıdır (43,44). Osseointegrasyon, kemik içine yerleştirilen dental implant materyalinin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edildiği ve fonksiyonel yükler altında immobilitenin devamlılığının sağlandığı süreçtir (45). İmplant sahasının hazırlanması ve bunu takip eden implant yerleşimi ile karmaşık bir hücresel ve moleküler olaylar dizisi meydana gelir. Primer kemik iyileşmesi ve implant etrafında kemik depozisyonudur.. Maksimum kemik depozisyonu 3-4 ayda elde edildiği bildirilmiştir. Bu zamandan sonra, ara yüz devamlılığı hayat boyu süren sabit rezorpsiyon – apozisyon döngüsüyle sağlanır (46).

İlk 72 saat: Kan pıhtısı oluşumu ve platelet aktivitesi

İlk 4 hafta: Granülasyon dokusu oluşumu; angiyojenez ve fibroplazi

3 hafta – 2 ay arası: Woven kemik oluşumu

2 ay – 4 ay arası: Lameller kemik ile yer değişimi

4 aydan sonra: Devam eden kemik yeniden şekillenmesi.

2.2. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık

İmplant destekli protezlerin ağız içinde uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon görmelerindeki en büyük kriter, implantların yükleme döneminden sonraki seyri ve başarısıdır. Yapılan sayısız bilimsel araştırma sonucu artan implantoloji bilgisi ile birlikte dental implantlar konusunda zamanla yeni başarı kriterleri ortaya atılmıştır. En son ve günümüzde en çok kabul edilen başarı kriterleri 1998 yılında Zarb ve Albrektsson tarafından bir konsensüste bildirilmiştir (47).

Bu kriterler;

1. Klinik olarak test edildiğinde implantlar mobilite göstermemelidir.
2. Radyografide peri-implant bölgede radyolusens alanlar olmamalıdır.

3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm birinci yıl sonrası her yıl için yıllık dikey kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.

4. İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.

5. İmplantın 5 yıllık başarı oranı % 85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır.

Dental implantlara komşu çevre dokuların yapısal özellikleri, krestal kemik rezorbsiyonu ve implant çevre doku ilişkisi implantların başarısında rol oynayan önemli etkenler olarak gösterilmektedir (48). Bu etkenler ;

1. Kemik oluşum metabolizması
2. Kemiğin hacmi ve kalitesi
3. İmplantın çevre dokularla ilişkisi
4. Kemik rezorbsiyonunun değerlendirilmesi olarak sınıflandırılmaktadır.

Dişsiz bölgedeki kemiğin yoğunluğu; oral implantolojide tedavi planlamasında, kemik dokusunun iyileşme süresinde, gelen kuvvetlerin dağılımında ve kemik rezorpsiyonunda en etkili faktörler olmakla birlikte; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenmesi aşamasında belirleyici rol oynar (49,50,73).İmplantolojide uzun dönemde karşılaşılan başarısızlıklar, osseointegrasyonun tam olarak gerçekleşmesini takiben kemikte patolojik kayıpların görülmesi ile karakterizedir. Genellikle implantın krestal bölgesinde meydana gelen kemik kayıplarının miktarı, implantın fonksiyonda olduğu ilk yıl sonrasında 0,2 mm'yi geçtiğinde 'aşırı' kabul edilmekle birlikte implantın kaybına kadar varabilmektedir. İmplant yerleştirildikten sonra uzun dönemde karşılaşılan başarısızlıklar genellikle aşırı yüklemeye bağlıdır (51,52). Bazı araştırmacılar dental implant başarısızlık kriterlerini kategorize etmek için birtakım rehberler ortaya koymuşlardır. El Askary ve ark., implantın başarısızlığını, “mekanik veya biyolojik nedenlerden ötürü işlevini (fonksiyonel, estetik ve fonetik) göremediği zaman” olarak tanımlamışlardır ve başarısızlığın göstergelerini aşağıdaki gibi belirtmişlerdir (37,38);

1. Dayanak vidasının gevşemesi,
2. Dayanak vidasının kırılması,
3. Dişeti kanaması ve büyümesi,
4. Geniş dişeti ceplerinden iltihabi eksüda gelmesi,
5. Ağrı,
6. Protetik parçaların kırılması,
7. Radyografik olarak dikkat çeken açısal kemik kaybı,
8. Birinci cerrahi sonrası iyileşme döneminde uzun süren enfeksiyon ve yumuşak doku kaybı.

Esposito ve ark. ise dental implant başarısızlığını 3 farklı klinik kategoriye ayırmışlardır (53);

Biyolojik: Erken veya yükleme öncesi osseoentegrasyon kurulmasında başarısızlık, geç veya yükleme sonrası elde edilmiş osseoentegrasyonun idame ettirilememesi.

Mekanik: İmplantlarda, post vidalarında, postlarda, köprü altyapısında, kuronlarda kırık oluşumu.

İatrojenik: Sinirde harabiyet, implantların yanlış konumlandırılması, yetersiz hasta adaptasyonu: Fonetik, estetik, psikolojik problemler.

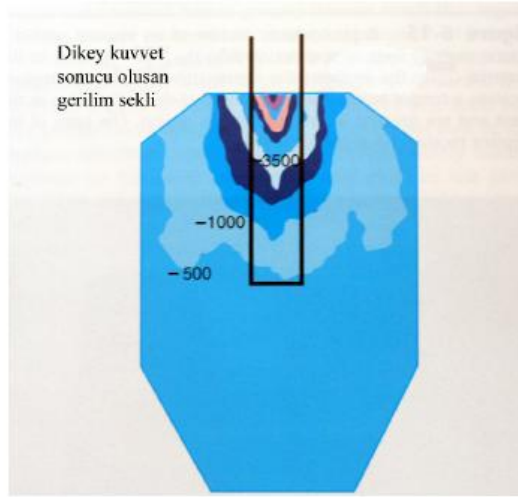
Julius Wolff, 1870 yılında, kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini ortaya atmıştır. Wolff kanununa göre lokal kemik geometrisindeki değişiklikleri belirlemede en önemli faktör gerilmedir. Kemik, üzerine uygulanan gerilmenin arttığı bölgelerde depo edilirken gerilmenin az olduğu bölgelerde rezorbe olacaktır. Eğer kemiğe etki eden kuvvet miktarı artarsa, kemik bu kuvvet miktarına karşı koyabilmek için daha güçlü hale gelecek, aynı şekilde kuvvet miktarı azaldığında ise daha zayıf hale gelecektir (54). Hassler ve ark. çalışmalarında Wolff kanunları ve kemik remodelasyonu prensiplerinden hareket ederek 0,17 Kg/mm² gerilme altında optimal kemik büyümesi meydana geldiğini, 0,28 Kg/mm²'den büyük gerilmelerde ise büyümenin azaldığı sonucuna varmışlardır (55).

Geng yaptığı literatür taramasında bir dental implantın, başarı veya başarısızlığında ana faktörün, implantın kuvvetleri çevre kemiğe iletme tarzı ve miktarının olduğunu vurgulamıştır (56). Öte yandan dental implantolojide hangi miktardaki kemik kaybının başarı ya da başarısızlık olarak değerlendirileceği bilinmemektedir. Genellikle, implant boyunun yarısından fazlası kemik temasını kaybettiye, başlangıçtaki implant-kemik temasını göz ardı ederek implantın ciddi risk altında olduğu ve kaybedileceği düşünülmektedir (49,71,72). Bu konu ile ilgili yapılmış çalışmaların genel sonucu, implant çevresindeki gerilme değerlerinin belirli bir aralık dâhilinde kemik dokusunun nitelik ve nicelik olarak devamlılığını koruyacağı, bunun altında ve üstündeki değerlere ulaşıldığında rezorpsiyon veya dekalsifikasyon başlayacağı yönündedir (57,58,75).

2.3. Gerilmeler Karşısında Kemikte Görülen Histolojik Reaksiyonlar

2.3.1. Gerilme – Rezorpsiyon ilişkisi

Dental implantlarda uzun dönem klinik başarı sıklıkla çevre krestal kemiğin ve yumuşak dokunun sağlığı ile değerlendirilmektedir. Erken yükleme nedeniyle iyileşme döneminde ortaya çıkan aşırı gerilme değerleri dental implantlarda mobiliteye neden olabileceği, iyileşme dönemi sonrasında ise implantın başarılı osseointegrasyonuna rağmen krestal kemik kaybı nedeniyle başarısızlığa neden olabileceği düşünülmektedir (49). Dental implantlar titanyum ve alaşımlarından yapılmaktadır ve titanyumun elastiklik modülü kortikal kemiğe göre 5–10 kat daha fazladır. Genel mekanik prensiplere göre farklı elastiklik modülüne sahip iki materyal, arada başka bir materyal olmadan temasta olduğunda, her iki materyalden biri üzerine uygulanan yük sonucu her iki materyalin ilk temas ettiği bölgede gerilmeler yoğunlaşmaktadır (59). Kemik- dental implant kompleksinde de fonksiyonel yükler krestal kemik bölgesinde yoğunlaşarak apikal yönde V ya da U şeklinde yayılmakta ve şiddetini kaybetmektedir (Şekil 2-1). Gerilmelerin krestal bölgede yoğunlaşması ve apikal yönde şiddetini kaybetmesi, implant çevresinde görülen erken dönem kemik kaybının lokalizasyonunu ve şeklini açıklamaktadır (49,74,75).



Şekil 2-3: Dikey kuvvet sonucu oluşan gerilmenin yayılımı

Gerilmelerin krestal bölgede yoğunlaşması ve apikal yönde şiddetini kaybetmesi, implant çevresinde görülen erken dönem kemik kaybının lokalizasyonunu ve şeklini açıklamaktadır (49,72). Fotoelastik ve sonlu eleman gerilme analizleri ile yapılan çalışmalar gerilmelerin, dental implantlar ile kemiğin ilk temas ettiği bölge olan krestal bölgede yoğunlaşarak U veya V şeklinde dağılım gösterip şiddetini kaybettiğini fikrini desteklemekte ve klinik olarak krestal bölgede görülen rezorpsiyon şekli sonlu eleman analizlerinde elde edilen verilerle benzerlik göstermektedir (60, 61). Gerilmeler krestal bölgede fizyolojik limitlerin üzerine çıktığında çene kemiklerinde mikroçatlak oluşumuna ve dolayısıyla rezorpsiyona neden olmaktadır fakat krestal kemiğin direnci fonksiyonel yükleme sonucunda zamanla artmaktadır (62,72). Dolayısıyla krestal bölgede gerilmeler ilk yılda mikroçatlak veya rezorpsiyona neden olurken ilk yıl sonrası mineralizasyonun tamamlanması, gerilme-zorlama ilişkisinin tamamen değişmesine ve ilk yılı takip eden yıllarda mikroçatlak riskinin azalmasına sebep olmaktadır (49,57,74).

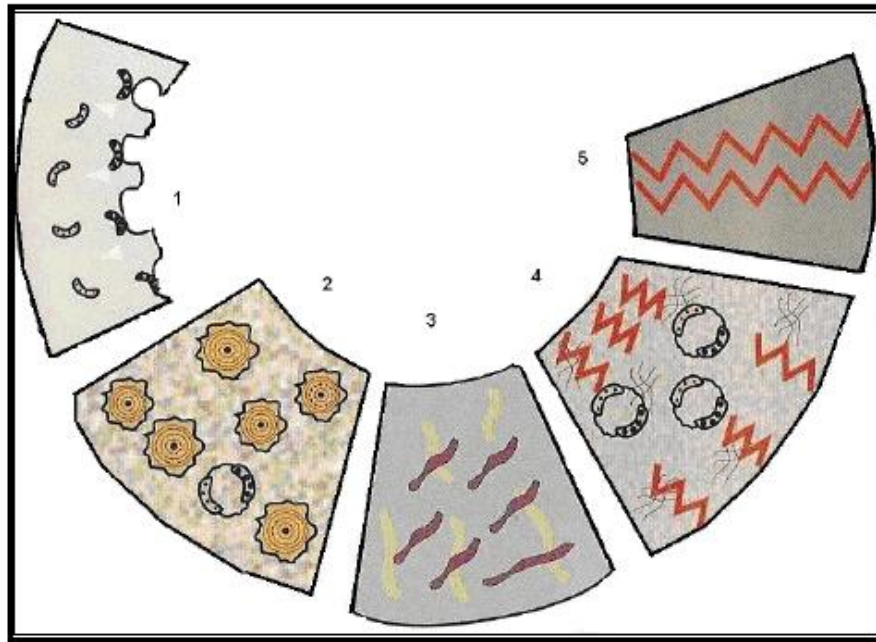
Sonuçta ilk zamanlar kemik kaybına yol açan oklüzal yükler kemik daha yoğun hale geldiğinde kemik kaybının devam etmesine yetmemektedir. Kemik kaybı, kemik güçlendiğinde durmaktadır. Buna ilave olarak, daha büyük miktardaki gerilmelerin bu bölgeye ulaşması için gereken zaman kemiğin mineralizasyonunun artmasına izin vermektedir (63,72,73). İmplantın krestal alanı ilk yıl boyunca gerilmelerin en çok o bölgede bulunması nedeniyle patolojik yükleme alanı olarak kabul edilebilmektedir ama

krestal bölgenin altında oluşan daha düşük miktardaki zorlamalar kemiğin yeniden şekillenmesine ve daha yoğun hale gelmesine neden olmaktadır. Tüm bu faktörler, ilk yıl ortalama 1,5 mm olarak görülen krestal kemik kaybı miktarının, sonraki yıllarda ciddi şekilde azalarak 0,1 mm'ye düşmesini açıklamaktadır (49). İmplantların makro tasarımının ve yüzey özelliklerinin gerilme, dolayısı ile şekil değiştirme değerini etkilediği sonlu elemanlar analizleri ve fotoelastik çalışmalar tarafından belirtilmektedir. Klinik ve hayvan çalışmaları da bu çalışmaları doğrular niteliktedir (63,64). Ayrıca düz metal yüzeyi üzerine büyüyen kemik, implant fonksiyona girdiğinde rezorbe olmaya daha eğilimlidir. Bu nedenle çoğu durumda krestal kemik kaybı implantın ilk yivi seviyesine kadar ortaya çıkmaktadır. Bu durum, ilk yive kadar farklı boyun mesafesine sahip implant tasarımlarında kemik erimesi miktarının da neden farklı olduğunu açıklamaktadır. Tüm bu faktörlere bağlı olarak krestal kemik kaybının oluşmasında ve miktarının belirlenmesinde en önemli etkenin, kemik-implant arayüzüne etki eden gerilme miktarı olduğu bildirilmektedir (49).

2.3.2. Kemiğin fonksiyonel gerilmelere verdiği histolojik yanıt

Kemik dokusu bünyesinde oluşan gerilmelere verdiği histolojik yanıt '*modelling*' ve '*remodelling*' adı verilen histolojik reaksiyonlar sonucu açıklanabilir. '*Modelling*', kemiğin oklüzal kuvvetlere bağlı olarak oluşan gerilmeler sonucunda şeklinin değişmesi ile açıklanabilir. İmplantın osseointegrasyonu tamamlandıktan sonra implant üzerine gelen oklüzal kuvvetler kemikte '*remodelling*' sürecine neden olmaktadır. *Remodelling* gelen kuvvetlerin yönüne bağlı olarak kemik yapısının bir bölümünde rezorpsiyon, karşı tarafta ise apozisyon meydana gelerek kemiğin şekli gelen kuvvetlere bağlı olarak değişmesi sürecidir. Bu süreçte rezorpsiyon ve apozisyon olayları kemiğin aynı bölümünde meydana gelir, dolayısıyla kemiğin formu değişmez ancak yapısal farklılıklar meydana gelir (54,63). Kemik üzerine uygulanan kuvvet gerilmeye neden olmaktadır. Birim alana uygulanan kuvvet şeklinde ifade edilen gerilme, uygulanan kuvvetle eşit şiddettedir ve zıt yönlüdür . Gerilmeye neden olan kuvvet aynı zamanda şekil değiştirme de (zorlama) meydana getirmektedir. Şekil değiştirme, kemik üzerine kuvvet uygulandığında ortaya çıkan deformasyon miktarının ya da boyutsal değişimin kemiğin esas boyutuna oranıdır (65,66). Bir oranı belirttiği için

zorlamanın birimi yoktur. Kuvvete karşı kemikte görülen zorlama, düşük oranda ortaya çıktığından tanımlanması için mikrozorlama terimi kullanılmaktadır. Mikrozorlama % 0,0001 oranında boyutsal değişimi ifade eder. Yani 100 birim kemikte 0,0001 birimlik deformasyonu anlatmak için kullanılır (49). Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalar, kemiğin yapısal bütünlüğünün korunmasında belirli bir miktar zorlamanın gerekli olduğunu göstermektedir. Frost, mekanostat teorisi ile kemik hücrelerinin kemiğe uygulanan gerilmeye cevap verdiğini öne sürmüştür. Frost'un teorisine göre gerilme bir miktar arttığında kemikteki yüklenme yeni kemik yapımı ile kompanse edilmektedir. Gerilme, eşik değerin altına düştüğünde rezorpsiyona, eşik değeri aştığında ise kemikte kırılmaya neden olmaktadır (67,68). Mikrozorlama değeri 0-50 arasında olduğunda kemikte kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyon ortaya çıkmaktadır. Bu değerler Frost'un sınıflamasında *akut kullanılmama bölgesine* tekabül etmektedir (Şekil 2).



Şekil 2-4: Frost Sınıflaması (Frost 2000)

- 1: Akut kullanılmama bölgesi,**
- 2: Adaptasyon bölgesi,**
- 3: Orta derecede yükleme,**
- 4: Patolojik aşırı yükleme,**
- 5: Spontan kırık**

Kemikte meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olabilmesi için 2. bölgedeki değerlerin yani 50-1500 mikrozorlama değerlerinin gerekli olduğu belirtilmiştir. Yani kemikte bu değerler arasında zorlamaya neden olan kuvvetler fizyolojik kabul edilir. Aşırı yüklendiğinde implantın çevresindeki kemikte yüksek deformasyon meydana gelmektedir (69). Kemik histolojik olarak primer lamellar kemik yapısındadır ve bu şekil değiştirme değerleri ile her yıl trabeküler kemiğin %18'i, kortikal kemiğin ise %2-%5'inde remodelling sağlanmaktadır. 1500-3000 mikrozorlama arasında kemikteki 'modelling-remodelling' dengesi bozulmakta, buna bağlı olarak kemiğin direnç ve yoğunluğunda azalma meydana gelmektedir. 3000 mikrozorlama üzerindeki değerler ise patolojik aşırı yükleme sonucunda ortaya çıkmakta ve kemikte mikroçatlak oluşumuna neden olmaktadır. Kortikal kemiğin kırılması için gereken değer 10000-20000 mikrozorlama olduğu bildirilmiştir. Yani kemikte % 1- 2'lik deformasyon kırılmaya neden olmaktadır (49,70).

2.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını içerir. Diğer bir deyişle biyomekanik, mekanik prensiplerin biyomateryallere uygulanması ya da mühendislik kurallarının insan vücudundaki uygulamasıdır (78). Dental implantların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır. İmplantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Bu sebeple fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (63). Doğal dentisyonda dişlerin etrafını sararak yatay ve dikey kuvvetlere direnç gösteren periodontal ligamentin yapısındaki lifler ve hücre dışı komponentinde bulunan sıvı viskoelastik bir özellik kazandırarak ani gelen kuvvetlerde diş ve çevre dokularda gerilme dağılımını sağlar. Bu özelliğe şok absorpsiyonu denir. Periodontal ligament içerisindeki sayısız sinir ucu aşırı kuvvetlerin oluşumunu önleyerek koruyucu olarak görev yapar. Osteogenez ve sementogenez fonksiyonları ile doku tamirine yardımcı olur. Periodontal fibriller gelen kuvvetin

büyüklüğüne göre bir takım fizyolojik hareketlere izin vererek kuvvetin dağılımını sağlar (40).

Doğal bir diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle alveol kemiği arasında bulunan, adeta bir amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri azaltarak çene kemiğine aktaran periodontal ligamentin, dental implant ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (79). Bu farklılık implant ile kemik dokusu arasındaki kuvvet dağılımının, doğal diştekinden tamamen farklı olmasının en önemli nedenidir. Osseointegre olmuş implant canlı kemik dokusu ile doğrudan, yapısal ve fonksiyonel bir birleşim göstermektedir. Osseointegrasyonu tamamlanmış implantlar, kemik içerisinde tamamen hareketsiz iken, periodonsiyum doğal dişlere belirgin derecede aksiyal ve horizontal hareketlilik kazandırmaktadır (76,80). Öte yandan oklüzal kuvvetler doğal dişlerde rotasyon merkezi kökün apikal 1/3'ünde yer alan bir kuvvet bileşkesi ile mikrohareketlilik meydana getirmekte ve kuvvetler periodontal ligament aracılığı ile diş kökü boyunca alveol kemiğine iletilmektedir (49). İmplant destekli protezlerde kuvvetler, genellikle kemik resorpsiyonunun da sıklıkla görüldüğü implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır (77,81). İmplantlar ile çene kemiği arasında periodontal ligamente benzer bir yapı bulunmaması sonucunda, gelen kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilirler. Bu nedenle kuvvet zamana yayılamadığından dolayı daha yüksek şiddette gerilmeler ortaya çıkabilir. Yeterli sayıda implant desteğinin bulunmaması ve hatalı oklüzyon uygulamaları destek kemik dokusunda rezorpsiyonun başlamasına sebep olabilir (63). İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (82,83):

Yükleme tipi ve şiddeti - İmplant ve protezin materyal özellikleri - İmplant yüzey özellikleri - İmplant-kemik ara yüzeyi - Çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu- İmplant Geometrisi

2.4.1. Yüklem tipi ve şiddeti

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan mekanik kuvvetler protez parçaları ve abutmentlar aracılığı ile implantlara iletilmekte oradan da kemik-

implant ara yüzeyinde yoğunlaşmaktadırlar. Genel anlamda bir cisme etki eden kuvvetler, normal kuvvetler ve kayma kuvvetleri olarak ikiye ayrılır.

Bu iki tip kuvvetin cisimde oluşturduğu gerilmeler ise esas olarak;

- Çekme,
- Basma
- Makaslama gerilmei olarak üç grupta toplanır.

Çekme gerilmesi, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden ayrılmaya zorlanır. Basma gerilmei, aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlar. Makaslama gerilmei, farklı seviyelerde ve zıt yönlerdeki iki kuvvetin, aynı cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar (63). Kemik en çok basma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az ve kesme tipi kuvvetlere de %65 daha az dayanıklıdır. Kemik çekme kuvvetlerine daha az dirençli ve makaslama kuvvetlerine karşı en zayıf reaksiyonu gösterir (49,84). İmplant yüzeyine gelen kuvvetler bileşkelere ayrıldığında, potansiyel olarak tehlikeli olanlar lateral kuvvetlerdir. Lateral kuvvetler dönme momentinin etkisiyle implantın krestal kemik hizasında gerilmelere neden olmaktadır . Moment veya tork, kısaca bir mesafeden uygulanan kuvvet olarak tanımlanabilir. Moment kolu ise kuvvetin rotasyon eksenine kadar olan dik mesafedir. Lateral kuvvetlerin implant üzerinde neden olduğu tork, rotasyon eksenine yani implantın krestal bölgesindeki kemiğe olan mesafenin kuvvet ile çarpılması ile ifade edilmektedir (84,85).

2.4.1.1. İmplant üstü protezlerde çiğneme kuvvetleri

İmplant destekli proteze yük yüklenmesi tüm sistemde gerilmeyi artırır ve destek kemikteki gerilme reaksiyonlarının oluşmasına neden olur. Oklüzal kuvvetlerin çoğunlukla implantın uzun aksına dik olarak gelmemekte ve tam bir aksiyal yükleme sağlanamamaktadır. Bunun aksine, oklüzal kuvvetler farklı yönlerden ve farklı

sıklıklarla meydana gelir. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekildedir ve klinikte devrilme momentlerine sebep olur (86).

Doğal dentisyona sahip bireylerde çiğneme kuvvetleri 22-200 N arasında değişir . Misch ortalama ısırma kuvvetini 1. molar bölgesinde 150-250 N, diş sıkarlarda ise 1000 N olarak belirtmiştir. İmplant destekli protezler ile tedavi edilmiş kişilerle, doğal dentasyonlu kişilerdeki genel çiğneme özelliklerinin benzer olduğu belirtilmiştir (63). İmplant üstü sabit protez taşıyan bireylerdeki çiğneme kaslarının fonksiyonları, doğal dişli bireyler ve köprü protezi taşıyan bireylerle aynı veya yakın özelliktedir. Total dişsiz alt çenelerin sabit implant üstü protezle restorasyonunda, çiğneme fonksiyonlarının ve ısırma kuvvetlerinin artışı gözlemlenmiştir (87). İmplant destekli sabit protezler ile tedavi edilen bölümlü dişsizliklerde maksimum vertikal kuvveti; Richter 60-120 N olarak, Stern ise, 2. premolar dişte 210-400 N ve 1. molar dişte ise 130-395 N olarak belirtmişlerdir (88).

2.4.1.2. İmplant üstü protezlerde oklüzyon prensipleri

İmplant destekli protezlerde kullanılan oklüzal kavramlar doğal dişlerde kullanılan kavramlardan temel almaktadır. Ancak doğal dişler ile implantlar arasında bulunan pek çok farklılık, bu kavramlarda bazı modifikasyonlar yapılmasını gerekli kılmaktadır. Oklüzal kuvvetler karşısında doğal diş ile implantı farklı kılan ilk özellik kemik ile olan bağlantı durumunda ortaya çıkmaktadır. Doğal dişlerin köklerini çevreleyen periodontal ligament, mekanoreseptörleri sayesinde şok emici görevi görmektedirken implantların kemik ile olan ankiloz bağlantısında böyle bir aracı bulunmamaktadır ve kuvvetler kemiğe direkt olarak iletilir. Periodontal ligament sayesinde enerji dağıtılarak kuvvetlerin kemikte oluşturduğu gerilmenin büyüklüğü azaltılmış, kuvvetin dağıtım süresi ise uzatılmış olur. İmplanttaki rijit bağlantı nedeniyle böyle bir dağılım söz konusu olmaksızın kısa sürede yüksek bir kuvvet iletimi gerçekleşir (89). Kim ve ark., implant üstü protez oklüzyonunda dikkat edilmesi gereken temel prensipleri 6 başlık altında toplamışlardır (90).

Bunlar;

1. Sentrik oklüzyonda bilateral stabilite,
2. Eşit dağıtılmış oklüzal kuvvetler ve temaslar,
3. En geri pozisyon ile sentrik pozisyon arasında çatışma olmaması,
4. Sentrik oklüzyonda geniş bir serbestlik durumu,
5. Mümkün olduğunca anterior rehberlik,
6. Çatışma olmaksızın yumuşak ve eşit lateral hareketler olarak sıralanmıştır.

Osseointegre implantlar, sabit protez desteği olarak kullanıldığında, maksimum interkuspidasyonun sağlanması ve eksentrik pozisyonlarda tüm tüberkül çatışmalarının elimine edilmesi gerekmektedir. Sentrik oklüzyonda, oklüzal kuvvetler genellikle dik yönde olup tüm implantlar üzerine aynı şekilde iletilir . Uygun oklüzal rehberliğin belirlenmesinde implant sayısı, lokasyonu, büyüklüğü ve açısı, kemik kalitesi, karşıt çenenin durumu, parafonksiyonel alışkanlık varlığı, hastanın habituel oklüzyonu gibi faktörler belirleyici olmaktadır (63). İmplant destekli sabit protezlerin varlığında, eğer implant destekli köprü protezi kanin dişini de kapsıyorsa grup fonksiyonu oklüzyon tipi kullanılmalıdır. Bu sayede, lateral hareketlerde ortaya çıkan yatay yükler doğal dişler ve protez tarafından paylaşılır. Eğer implant destekli köprü protezi kanin dişlerini kapsamıyorsa yani ön bölgede dişlerin olduğu Kennedy I. ve II. sınıf vakalarda, oklüzyonun kanin koruyuculu oklüzyon tipi şeklinde oluşturulması gerekmektedir (63,83).

Dişsizlik Sınıflaması	Protez Tipi	Oklüzyon Tipi
Dişsiz Ark	Tam ark sabit protez	Kanin koruyuculu oklüzyon
Dişsiz Ark	Hareketli protez	Bilateral balanslı oklüzyon
Kennedy I veya II bölümlü dişsizlik	Sabit protez	Grup fonksiyonlu oklüzyon
Kennedy I veya II bölümlü dişsizlik	Sabit protez	Kanin koruyuculu oklüzyon

Tablo 2-3: İmplant üstü protezlerde kullanılan oklüzyon tipleri

2.4.1.3. Oklüzal temasların düzenlenmesi

Doğal dişlerde ve protetik restorasyonlarda ideal tüberkül açısı olarak genellikle 300 tercih edilmektedir. Yüksek tüberkül açısı, bu tüberkül aracılığıyla kemiğe açılı yük iletimine neden olur ve bu implant üstü protezler için istenmeyen bir durumdur. Tüberkül eğimlerinin mümkün olduğunca sığ olması ve santral oluğun genişliğinin implant abutmentının ortasına gelecek şekilde 2-3 mm arttırılması implant üstü protezler için tavsiye edilmektedir. (49). Oklüzal tablanın geniş olması ise bukko-lingual yönde aynı etkiyi vererek aşırı yüklemeye sebep olabilir. Bu nedenle mümkün olduğu kadar dar oklüzal tabla kullanımı önerilmektedir (63). İmplant üstü kuron protezinin gerek meziodistal, gerekse bukkolingual yöndeki çapı, implant çapından fazla olacaktır. Bu nedenle bukkal ve palatinal tüberkül tepesinde var olan temaslar ile marjinal kenar temasları implant merkezinden uzakta kalacaktır. Bu durum da, kuvvetin artmış moment ile kemiğe iletilmesine sebep olacaktır. Posterior dişlerin mesiodistal genişliğinin bukko-lingual genişliğine oranla daha fazla olmasından dolayı implant üstü kuronlarda özellikle marjinal kenar temaslarından kaçınılması gerektiğini savunmaktadır. Marjinal kenar temasları bu bölgede porselen kırılmalarına ve/veya vida gevşemesine sebep olabilmektedir (49).

2.4.2. İmplant ve protezin materyal özellikleri

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Çünkü biyouyumluluğu iyi cam faz içeren seramikler, karbon, hidroksiapatit gibi birçok materyalin yapısal dayanıklılıkları, implant tasarımına uygun olmayacak ölçüde düşüktür . Bu materyaller oklüzal kuvvetlere maruz kaldıklarında içlerinde mikroçatlaklar oluşur ve korozyona uğrarlar. Alüminyum oksit gibi hem dayanıklı ve biyouyumlu materyaller ise kemiğe göre elastiklik modülleri çok fazla (33 kat) olduğu için gerilmeyi kendilerinde toplar ve kemikte kullanmama atrofisi ile başarısızlığa neden olurlar. Titanyum ve titanyum alaşımları ise biyouyumlulukları ve dayanıklılıkları hem kendi içlerinde kırılmayacak kadar dayanıklı hem de çevre kemiğe kullanılmama atrofisine neden olmayacak kadar elastiklik modülüne sahip (6 kat) ispatlanmış materyallerdir (49,63). Titanyum ve titanyum alaşımlarının mükemmel olan biyouyumluluğu yapılan çalışmalarla

kanıtlanmıştır. Yüzeyindeki titanyum oksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi tolere edilir.

Dental implantlarda kullanılan titanyum saf veya alaşımlar olmak üzere 2 formda olabilir. Titanyum alaşımlarından Titanyum-alüminyum-vanadium (Ti-6AL-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateriyallerden birisidir. Alaşımdaki alüminyum materyalin dayanıklılığını artırıp yoğunluğunu azaltırken, vanadyum korozyon direncini arttırmaktadır. Titanyum alaşımlarının genel fiziksel özellikleri saf titanyumdan daha üstündür. İmplant üstü protetik restorasyonlarda gerilme dağılımını etkileyen diğer bir faktör ise protezde kullanılan oklüzal materyal tipidir. Tamamı porselenle kaplanmış bir oklüzal yüzey, doğal dişe oranla 2,5 kat daha serttir. Ayrıca doğal dişteki periodontal ligamentin ani kuvvetlerin miktarını azaltması nedeniyle, implant destekli kuronlara etki eden kuvvet, kemik-implant ara yüzünde daha fazla miktarda ortaya çıkmaktadır (91). Skalak farklı oklüzal yüzey materyalinin implanta iletilen kuvvetlerin miktarını etkilediğini bildirmektedir. Araştırmacı, akrilik dişlerin akriliğin esneme özelliği sayesinde, implantlar üzerine gelen şok kuvvetlerin absorbe edilmesinde etkili olduğunu ve kemik-implant ara yüzündeki mikro kırılmalara karşı koruyucu etki göstereceğini savunmuştur (92). Bassit ve ark, yaptıkları strain-gauge çalışmasında seramik ve akrilik reçine oklüzal yüzey materyallerinin implanta ilettiği in vivo kuvvetin farklı olmadığını göstermişlerdir (93). Yapılan çalışmalarda, kuvvet dağılımı açısından akrilik reçineler ile porselen, kompozit ve metal gibi oklüzal materyaller arasında ortaya çıkan farkın anlamlı olmadığına dair çeşitli veriler de mevcuttur (43).

2.4.3 İmplantın yüzey özellikleri

Dental implantların mikro yüzey yapısı sert doku oluşumundan sorumlu hücrelerin implant yüzeyine tutulmalarını artırarak kemik-implant temas yüzeyini arttıracak ve implant yüzeyine etkiyen istenmeyen kuvvetleri azaltacak şekilde hazırlanmalıdır. Pürüzlü yüzeye sahip implantlar, düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arasındaki temas yüzeyi artırılarak primer stabilitenin korunmasına katkı sağlar. Elde edilen pürüzlülük, protein- yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla hücre adezyonunu artırarak osteointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler (94,95).

Pürüzlü yüzeye sahip implantlarda makaslama kuvvetlerine karşı direnç düzgün yüzeylilere oranla 5 kat fazla olduğu bildirilmektedir ve bu yüzeye sahip implantları yerinden çıkarmak için daha fazla kuvvet gerektiği, pürüzlü yüzeye sahip implantlarda, cilalı yüzeylere sahip implantlara göre implant ve kemik arasında daha iyi bir mekanik stabilitenin sağlandığı, ayrıca kemik iyileşmesinin daha hızlı olduğu belirtilmiştir (96). Carr'ın maymunlar üzerinde yapmış olduğu çalışmada implantı yerinden çıkarıcı tork değerlerinin belirlenmesi yöntemiyle maksimum tork değerlerini titanyum plazma kaplı implantlarda, 138,8 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 74,2 Ncm bulmuşlardır . Klokkevold ark. tavşanlarda mini implantlar kullanarak yapmış oldukları çalışmada, asitle pürüzlendirilmiş implantlarda yerinden çıkarıcı ortalama tork değerini 20,5 Ncm, tornalanmış implantlarda ise 4,95 Ncm bulmuşlardır (97). İmplant materyalinin olması gereken özelliklerden biri de kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olmasıdır. Yüzey pürüzlülüğü, osteoblastların yapışması, proliferasyonu ve farklılaşmasını direk olarak etkiler. Osteoblast benzeri hücreler, ekstrasellüler matriks üretimi, alkalın fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere daha kolay şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar (98).

2.4.4 İmplant – kemik ara yüzeyi

Fonksiyonel yükler altında dental implantlarda stabilizasyonun sağlanabilmesi için maksimum miktarda kemiğin implanta sıkıca adapte olması gerekmektedir. Ancak implant-kemik ara yüzeyinde hiçbir zaman % 100 direkt temas meydana gelmemektedir . Işık mikroskobu düzeyinde kemik implant ile direkt temasta gibi gözükmemektedir ancak daha ayrıntılı görüntülemelerde bu temasın yaklaşık %30-%95 arasında değişebildiği belirlenmiştir (99). İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. Tam implant-kemik teması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder ve sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde modele edilmezler (99).

2.4.5 İmplantı çevreleyen kemik dokusunun yoğunluğu

Dental implantların yerleştirileceği dişsiz bölgelerdeki kemiğin yoğunluğu, hacmi ve yapısı; tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, implant seçiminde ve implantların uzun dönem başarısında önemli rol oynar (49). Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması ile birlikte yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir. Biyomekanik açıdan dental implantın fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli olan primer stabilizasyonun elde edilmesinde kemik miktarı ve yoğunluğunun değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır (19). Kemik yoğunluğu ve implant- kemik temas yüzeyi arasında direkt ilişki vardır. İmplant-kemik temasının yüzdesi kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre önemli derecede fazladır. Kemik yoğunluğu primer stabilizasyon ve gerilmelerin kemiğe daha iyi dağıtılması açısından önemlidir. İlerleyen kemik yüklemesi implant-kemik temasının yoğunluk ve miktarını değiştirir ve böylece sistemin destek mekanizması iyileşir (100). Sonuç olarak yüksek yoğunluktaki kemik aşırı oklüzal kuvvetlere maruz kaldığında görülen rezorpsiyon krestal bölgeyle sınırlı kalırken, düşük yoğunluktaki kemikte rezorpsiyon alanı implantın apikaline doğru uzanarak implantın kaybına kadar varabilecek komplikasyonlara neden olabilmektedir (49).

2.4.5.1 Kemiğin yapısı

Kemik, ileri derecede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olup insan iskeletine destek sağlar . Hücre ve dokunun birleşiminden oluşan hücre dışı matriks yapısındadır. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Dentin gibi organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir. Bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür. Kemik, damarlanmasından dolayı vücut için majör kalsiyum ve fosfat deposudur (101). Kemik, üç tip hücrenin karmaşık aktivitesi sonucu meydana gelir (102). Bu üç hücre; osteoblast, osteoklast, osteositir. Kemiğin hücre dışı matriksi (osteoid) osteoblastlar tarafından yapılır. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Ayrıca osteoblastlar hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik oluşukça osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakunanın içinde yer alır

ve diğer lakunalarındaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığını devam ettirirler. Damarlarla beslenme zarar görürse veya 45 derecenin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırlarsa bu hücreler ölür. Diğer bir hücre, osteoklast, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemiğin organik bölümünü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler (101).

Kemik iki farklı tabakadan oluşur, dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik destek sağlar. Merkezde yer alan spongios (trabeküler) kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken, spongios kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur. Spongios kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (102). Diş ve alveoler kemik arasındaki ilişki hayat boyu devam eder. Wolff kanununa göre gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini etkiler. Kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülür. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı vardır. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilmenin kemiğin devamlılığını sağladığını ve yıkım (rezorpsiyon) ve formasyon aşamalarını dengelediğini söylemiştir. Bir diş kaybedildiği zaman kalan kemikteki uyarılma (stimulasyon) eksikliği bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Diş kaybından sonra kemiğin genişliği ilk yıl içerisinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde yaklaşık olarak 4mm'lik bir azalma görülür (49).

2.4.5.2 Kemik dokusunun kalitesi ile ilgili sınıflamalar

Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili yaptıkları sınıflandırmada 4 tip mevcuttur (22).

Tip 1: Kalın, yoğun, mineralize ve porözitesi az bir kortikal kemikten ibarettir. En çok görüldüğü bölge mental foramenler arasındaki atrofik mandibuladır.

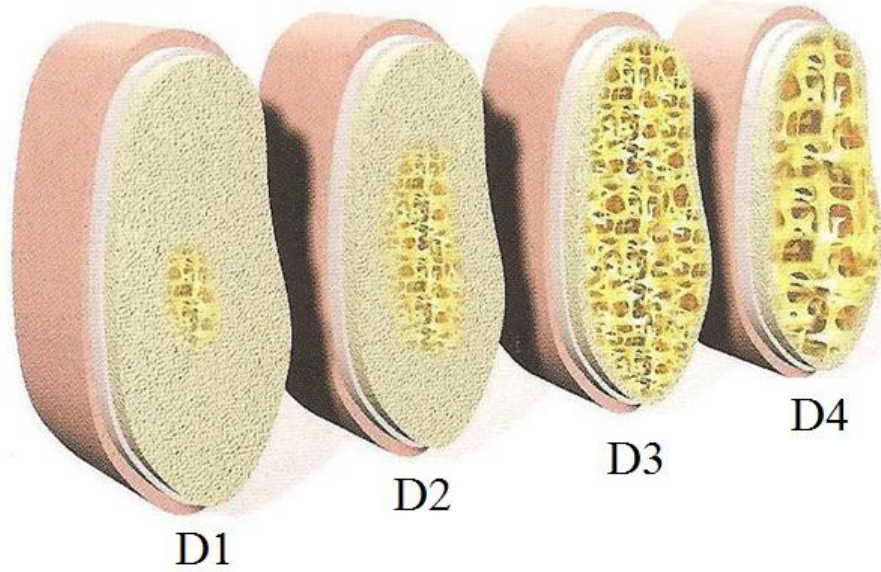
Tip 2: Yoğun ve trabeküler yapısı zayıf spongiyoz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal tabaka ile karakterizedir. Genellikle atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

Tip 3: Yeterli dirence sahip yoğun spongiyoz kemiği ince kortikal tabaka çevreler. Daha çok anterior maksillada görülür.

Tip 4: Mineralizasyonun çok azaldığı ve trabeküler formasyonun kötü olduğu spongiyoz kemiği çok ince bir kortikal tabaka çevreler. Özellikle maksiller tüberler bölgesinde görülür.

Misch ise , kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı sınıflamada total dişsiz çenelerdeki kemik kalitesini 4 gruba ayırmıştır (63). (Şekil 2-3)

1. Yoğun Kompakt Kemik (D1)
2. Yoğun-Kalın Kompakt ve Seyrek Trabeküllü Kemik (D2)
3. Poröz Kompakt ve İnce Trabeküllü Kemik (D3)
4. İnce Trabeküllü Kemik (D4)



Şekil 2-3: Misch sınıflamasına göre kemik tipleri

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur. Alt çenede % 9 oranında D1 tipi kemik görülmektedir. Bu tip kemik alt çenenin ön bölgesinde % 6, arka bölgesinde ise % 3 oranında görülmektedir (63).

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröz kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür. D2 tipi kemik alt çenede en çok görülen kemik tipidir. Alt çene, ön bölgede % 66 oranında, arka bölgede ise % 50 oranında D2 tipi kemikten oluşmaktadır (63).

D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür (63).

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemiğin tamamı ince spongiyoz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur (63).

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem kayıp oranı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunduğu bildirilmektedir (57).

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

Tablo 2-4: Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı 49 (Misch 2005)

Sevimay ve arkadaşları farklı kemik yoğunluklarında, dental implantlar çevresindeki kemikte oluşan gerilme değerlendirmek için yaptıkları üç boyutlu sonlu eleman analizinde, 4,1 mm çapında ve 10 mm boyunda ITI implantları ve metal destekli implant üstü porselen kuronlar modellenmiştir. Kuronların bukkal tüberkül ve distal fossalarına 300 N'luk dikey kuvvet uygulanmıştır. D3 ve D4 tipteki kemikte gerilme değerleri D1 ve D2 tipteki kemiktekilere göre daha yüksek bulunmuştur (103).

Dental implantların boyun bölgesinde ki Von Misses değerleri;

- D1 kemikte 150 MPa,
- D2 kemikte 152 MPa,
- D3 kemikte 163 MPa,
- D4 kemikte 180 MPa olarak ölçülmüştür.

Adell yaptığı 15 yıllık klinik gözlemde mandibuler anterior bölgedeki implantları maksiler anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur (1). Jaffin, farklı yoğunlukta kemiklere yerleştirilen 1054 implantın başarı oranlarını dünden bugüne olarak incelemiştir. Tip I-III kemiğe yerleştirilen implantlardan sadece % 3 oranındaki implantın başarısız olduğunu bildirirken, ince korteksli ve düşük trabeküler yoğunluğa bağlı olarak yük taşıma gücü az olan tip IV kemiğe yerleştirilen implantların %35'inin başarısız olduğunu bildirmişlerdir (57). Jaffin 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişler. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir (104). Düşük yoğunluktaki kemikte ara yüzde oluşacak gerilmeyi azaltmak için daha uzun boyda ve geniş çapta implant uygulaması, implant sayısının artırılması, daha geniş yüzey alanına sahip implantların seçilmesi tercih edilmelidir (70).

2.4.5.3 İmplant makro geometrisi ve kemik yoğunluğu ilişkisi

Kemik yoğunluğu azaldıkça kullanılan implantın fonksiyonel yüzey alanı arttırılmalıdır. Bu ise implant sayısının arttırılması, implant çapı ve uzunluğunun arttırılması veya implant makro geometrisinin değiştirilmesi ile mümkündür. Tip IV kemikte fonksiyonel yüzey alanı diğer tüm koşullar aynı iken V şekilli yive sahip implanta göre daha fazla olan kare şekilli yiv formuna sahip implantlar kullanılabilir. Tip I kemikte ise cerrahinin de daha kolay olması için V şekilli yiv formuna sahip implantlar tercih edilebilir . Ayrıca kemik yoğunluğu düştükçe fonksiyonel yüzey alanı yüzeyi hidroksiapatit ile işlenerek arttırılmış implantlar tercih edilebilir (49).

2.4.6 İmplant geometrisi

Oral implantolojide çeşitli nedenlere bağlı olarak kaybedilen dişlerin yerine yapay materyaller yani implantlar yerleştirilerek dişlerin görevini yerine getirmesi beklenir. Ancak oral implantlarda periodontal ligamente benzer yapılar olmayıp kemik ile yapısal ve fonksiyonel direk ilişkide olmasından ötürü kuvvet karşısında savunmasızdır. Bu nedenle ki oral implanta gelecek kuvvetin ve dağılımının yeterli bir şekilde anlaşılıp irdelenmesi gerekmektedir. Biyomekanik yaklaşımlar uygulanan yükler karşısında biyolojik doku cevaplarını açıklamakta; tasarımlara ve klinik uygulamalara rehberlik etmektedir (105). İmplant gövdesinin makro geometrisi implant-kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir (49,106).

İmplant gövdesinin şekli , fonksiyonel kuvvetler altında gerişme iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Günümüzde sıklıkla tercih edilen implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Çeşitli üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde üretilmektedirler. Formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Bu tipte tasarıma sahip implantlar vida tipi implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik implantlar olarak adlandırılmaktadır. Vida tipindeki implantlar kemiğin daha iyi kabul edebileceği kuvvet dağılım özellikleri sergilerken özellikle silindirik implantlar gelen oklüzal yükleri kemiğe makaslama tipi kuvvetler halinde iletilmesine sebep olmaktadır (107,63). İmplant makro geometrisinden bahsederken, kök formu dental implantların;

Çapı,

- Uzunluğu,
- Tasarımlarından bahsetmek gerekmektedir.

2.4.6.1 İmplant çapı

İmplant çapındaki artış, oluşacak gerilme değerlerinin azalmasını sağlar. Gerilmeler daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilmenin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını artırır (108). İmplantın çevresinde ortaya çıkan gerilmelerin en çok krestal kemikte görülmesi nedeniyle çap, uzunluğa göre krestal bölgedeki gerilmenin azaltılması açısından daha etkili bir faktördür (63). Ivanoff ve arkadaşlarının yaptıkları klinik çalışma sonucunda implantların posterior maksilladaki idame başarısı %86 bulunurken, 4 mm çapındaki implantların oranı %100, 3.75 mm çapındaki implantların ise %95 olarak bulunmuştur (109).

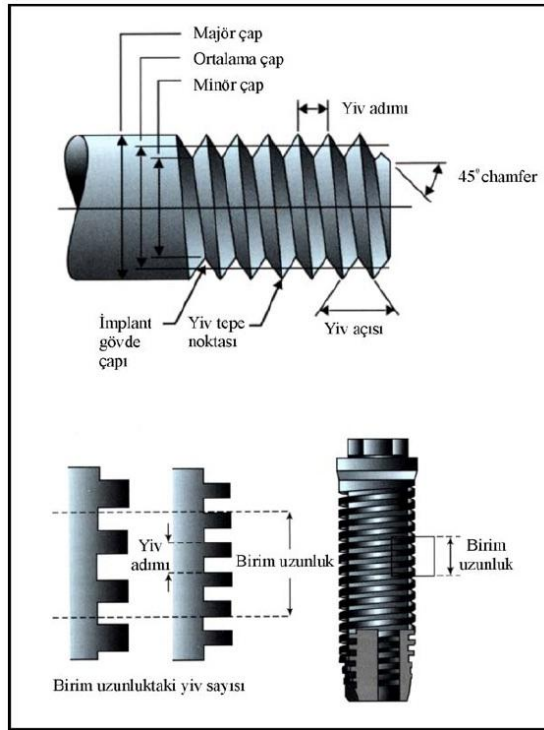
İmplant çapındaki artış ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Artışın geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır (110). İmplantların çapında yapılacak 0,25 mm'lik bir artış yüzey alanının % 5-10 oranında artmasına neden olmaktadır. Çapın 0,5 mm artması ise yüzey alanında % 10-15'lik bir artışa sebep olmaktadır. Bu nedenle anatomik şartlar elverişli olduğu sürece geniş çaplı implant kullanımı, tedavi başarısını olumlu yönde etkileyecek önemli faktörlerden biridir (49). Jae-Hoon Lee ve ark.'nın yaptıkları bir derlemede ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveoler krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır (111). Diğer bir çalışmada ise implant çapının özellikle 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması sırasında kemiğin fazla ısındığı ve implant kemik ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (112). Dental implantlarda çap arttıkça okluzal kuvvetlerin yayıldığı alan çapları daha dar olan implantlara göre artan yüzey alanına bağlı olarak daha da artacaktır. İmplantlarda çevre kemik yapısı, yoğunluğu ve anatomik sınırlamalar belirlendikten sonra, implantların daha geniş çaplı olarak seçilmesi ile kemik-implant temas alanında artışı sağlanmalıdır (111).

2.4.6.2 İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanmaktadır. İlk yıllarda implantolojide genel kanı implant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulup implant başarı oranını arttırılması idi, ancak günümüzde genel düşünce gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir (111,49). İmplant uzunluğu direk olarak implant çapı, tasarımı, kuvvetlerin miktarı ve kemik yoğunluğu ile alakalıdır. 10 mm'den daha kısa implantların başarısının azalmasından dolayı mantıklı olarak daha uzun implantlar yerleştirmek gerekir (49). İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantların istatistikî olarak daha az başarılı olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (113). Winkler yaptığı klinik takipte 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranını % 66,7, 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise %96,4 olarak bulmuştur (114).

Misch özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açacak kadar kemikte ısınmanın olabileceğini göstermiştir. Yaptığı bir sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda implanta uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur (57). Wyatt'ın yaptığı çalışmada birçok implant markasının ürettiği 7 mm uzunluğundaki implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir (115). Van Steenberghe ve ark. yaptıkları prospektif araştırmada 558 implantı izlemişler ve 10mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını görmüşlerdir (116). Geng ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada implant başarısında implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasının, kullanılan implant boyundan daha önemli bir faktör olabileceği savunulmuştur (117). İmplant tasarımı

Dental implantlarda fonksiyonel kuvvetlerin çevreleyen kemik dokusuna iletilmesinde yiv tasarımı biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir. Yivler primer stabilizasyonu arttırmak, implant yüzey alanını arttırmak, implant-kemik ara yüzeyinde gerilme dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar . Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı anlamlı bir şekilde büyümekte ve toplam gerilme miktarı azaltılabilmektedir (118,63). Dental implantlardaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır (49). 1.Yiv Adımı 2. Yiv Şekli 3. Yiv Derinliği



Şekil 2-4: İmplant tasarımının genel yapısı (49)

Yiv adımı: Belirli bir alandaki ‘yiv’ sayısıdır ve birim alanda ne kadar çok yiv varsa yiv adımı o kadar fazla olacak, implantın artan yüzey alanı da artacaktır (49).

Yiv Şekli: Fonksiyonel gerilmelerin kemik-implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptir. Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleridir ve kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi gerilmelerin azaltılması olmalıdır. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik göstermekle birlikte genellikle, ‘V’ şekilli, köşeli ve

ters açılı olarak sınıflandırılabilir (60,49). Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme büyüklüğünü etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir (49).



Şekil 2-5: Keskin ve yuvarlak kenarlı yivlerin etrafında oluşan gerilme şekli (49)

Yiv Derinliği: İmplantın en geniş çapının, implant gövdesi ile arasındaki mesafedir. Albrektsson ve arkadaşları yivli implantların daha geniş yüzey alanına sahip olduğunu ve böylelikle kemik dokusu çevresinde kuvvet dağılımının dengeli olmasına yardımcı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada aynı boydaki implantların yiv sayılarının % 50 oranında artırılmasının toplam yüzey alanında derinliğe bağlı olarak yaklaşık %15’lik bir artışla sonuçlanabileceğini bildirmişlerdir (44). Siegele silindirik, konik ve vida tipi implantları sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile inceleyerek, yivli tasarıma sahip silindirik implantların gerilmeleri kemiğe daha az ilettiğini bildirmişlerdir (119).

2.5 Anterior Maksillada Dental implant Uygulamaları

2.5.1. Anterior Maksillada Dental implant Uygulamalarında Cerrahi Öncesi Degerlendirme

Anterior maksillada estetiğin başarılı bir şekilde sağlanması ve peri-implant dokuların sağlığının uzun dönem korunması dikkatli bir tedavi planlaması ile doğru

cerrahi ve protetik tedavilerin uygulanmasına bağlıdır. Operasyon öncesi planlamada konvansiyonel protezler için tanımlanmış parametreler implant uygulanacak hastalar için de kullanılabilir (120).Ağız dışı muayenede dudak desteği incelenmelidir. Dudak desteği alveol kreterleri ve dişlerin kronları ile sağlanmaktadır. Diş çekimlerinden sonra rezorpsiyon nedeni ile dudak desteği de sağlanamamaktadır. Özellikle premaksillada implant-üstü sabit protezlerin uygulanmasının planlandığı vakalarda dudak desteğini sağlamak için farklı protez dizaynları tercih edilebilir.Konusma veya gülme sırasında üst dudagın hareketi protezin estetiğini etkilemektedir. Ortalama bir gülme hattında ön kesici dişlerin %75 ile %100'ü görülmektedir. Yüksek gülme hattında anterior dişlerin kesici kenarları ve servikal bölgeleri görülmektedir. Düşük gülme hattında ise anterior dişlerin %75'inden daha az miktarı görülmektedir (121). Düşük gülme hattına sahip bireyler implant üstü protezlerin yapımı için daha avantajlıdır.

Yumuşak dokunun fenotipi yani şekil ve kalınlığı periodontal biyotip olarak tanımlanmaktadır. Periodontal biyotip kalın ve ince olarak ikiye ayrılmaktadır (122,123). Araştırmacılar periodontal biyotip için düşünülen sınıflamanın peri-implant biyotipin sınıflandırılması içinde geçerli olduğunu göstermektedir (121,124). Her iki biyotipin cerrahi işlemlere verdiği yanıt farklıdır. İnce biyotipte cerrahi travmaya bağlı olarak resesiyon riski bulunurken, kalın biyotip cerrahi işlemlere daha dayanıklıdır. Ancak kalın biyotipte, insizyon izleri kalacağı için estetiğin önemli olduğu bölgelerde sorun oluşturabilmektedir (124).

2.5.2. Anterior Maksilladaki Dental İmplant Uygulamalarında İmplantların İdeal Olarak Konumlandırılması

Peri-implant sert ve yumuşak dokuların uzun dönem stabilitesi doğru implant seçilmesine ve seçilen implantın mezio-distal, ora-fasiyel, apiko-koronal yönde yerleşimine bağlıdır. Doğal dişe komşu bölgede implant uygulamalarında implant ile doğal diş arasında en az 1,25 mm'lik mesafeye ihtiyaç vardır (125). İki implant arası mesafe ise en az 3 mm olmalıdır. Yapılan bir çalışmada iki implant arası mesafenin 3 mm üzerine çıktığı durumlarda krestal kemik kaybının 0,45 mm; 3 mm'nin altına

düştüğünde ise 1,04 mm olduğu bulunmuştur (126). Ora-fasiyal yönde ideal konumlandırmada, mevcut kemiğin kalınlığı ve implant üstü protezin çıkış profili belirleyici faktörlerdir. İmplantların bukkal ve palatinal yönlerinde en az 1 mm'lik kemiğe ihtiyaç vardır. Bukkaldeki kemik kalınlığının 1,8 mm veya üzerinde olduğu durumlarda kemik rezorpsiyonu riski azalmakta, hatta kemik apozisyonu görülmektedir (127). Bukkal kemikteki rezorpsiyonu önlemek için implant palatine doğru 5° açı ile yerleştirilebilir. Şayet implant aşırı palatine doğru eğimli yerleştirilirse, açılanmayı düzeltmek için implant gerektiğinden daha apikalde konumlandırılmalıdır(128). İmplant boyunun apiko-koronal yerleşimi, estetik ve biyolojik prensipler arasında bir uzlaşma sağlayacak şekilde 'mümkün olduğunca sık, gerektiği kadar derin olmalıdır (128). Son literatürlerde implant boyunun planlanan restorasyonun midfasiyal gingival kenarının yaklaşık 2 mm apikalinde yer alması gerektiğine karar verilmiştir . İmplant boynu planlanan gingival kenarın 3 mm veya daha fazla apikalinde ise fasiyal kemikte rezorpsiyon ve bunu takiben dişeti çekilmesi olabilir. İmplant boynu supragingival yerleştirilirse metal kenarının gözükmesi nedeni ile çıkış profili kötü olacaktır(128).

2.5.3. Anterior Maksilladaki Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Prosedür

Premaksillada tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda cerrahi prosedür oldukça güçtür. İmplant boyunun üç boyutlu doğru yerleştirilmesi için uygun cerrahi plakların yapılması zorunludur (129). Mukoza lokal anestezi altında, kret tepesinin 2 mm-3 mm palatinalinden başlayan bir insizyonla açılır. İnsizyon gerçekleştirildikten sonra flepler uygun doku elevatörleri ile kaldırılır. Daha sonra alveol kemiği analizi yapılır. Misch ve Judy sınıflaması (57,130) mevcut kemiğin analizinde ve cerrahi safhanın planlamasında kullanılabilir.

Divizyon A kemikte yeterli kemik desteği vardır. Cerrahi plaklar final protezin kesici kenarını tanımlamaktadır.

Divizyon B kemikte genişlik 4 mm-5 mm'dir. İdeal çapta implant uygulamaları için ogmentasyon işlemleri ile kemik hacmi arttırılabilir veya osteotomlar ile kemik

ekspanse edilebilir. Anterior maksillada kemik yoğunluğu genellikle D3 yapıda olduğu için kemik ekspansiyonu işlemleri başarı ile sonuçlanmaktadır.

Divizyon C-w kemikte, kemiğin genişliği 2,5 mm'den azdır. Bu nedenle onley greftleme yapmak gerekmektedir. Sayet yeterli kemik hacmi elde edilebilirse standart çaplı dental implantlar uygulanabilir.

Divizyon C-h kemikte, kemik kalınlığı yeterli ancak yüksekliği az olduğu için kemik ogmentasyonu veya subnazal elevasyon ile kemik yüksekliği sağlanabilir. Bu hastalarda alveol kemiği palatine doğru aşırı şekilde rezorbe olduğundan implantlar palatine doğru oldukça açılı yerleştirilirler. Buda protezin estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle sabit protezlerin uygulanacağı durumlarda onley greftler tercih edilmelidir.

Divizyon D kemikte, sabit protezlerin yapılması oldukça güçtür. Ekstra oral kaynaklı greftler kullanıldıktan sonra implant uygulanması planlanabilir. İmplant yuvasının hazırlanması küçük çaplı rond frezler ile implantın yerinin tam olarak işaretlenmesi ile başlar. Kemikte oluşabilecek travmadan kaçınmak için implant yuvası kademeli olarak (2,2 mm, 2,8 mm, 3,5 mm frezler ile) hazırlanmalıdır.

Anterior maksillada yivler için nadiren yuva hazırlanır. Uzun dişsiz boşluklarda papil oluşturmak güç olsa da estetik iyileşme başlıkları kullanılarak yumuşak dokunun iyileşmesi yönlendirilebilir. Peri-implant kemik defekti bulunan vakalarda kemik ogmentasyonu yapılabilir. Özellikle ince biyotipe sahip bireylerde yumuşak doku estetiğini arttırmak için yumuşak doku greftleri uygulanabilir. Flep, özellikle ileride papilin oluşması beklenen bölgede, atravmatik dikişler kullanılarak kapatılmalıdır.

2.5.4. Anterior Maksilladaki Dental İmplant Uygulamalarında Biyomekanik Açidan Risk Faktörleri

Anterior maksillaya uygulanan implantların başarısını etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır (63). Anterior maksillada diş kayıplarını takiben ideal konumlarda dental implant uygulanması her zaman mümkün olamamaktadır. Çoğu kez diş çekimleri sırasında vestibüldeki kompakt kemik kırılmaktadır. Ayrıca alveol kretinin genişliği diş çekimlerinden sonraki ilk bir yılda %25, ilk üç yılda ise %40-%60 oranında

azalmaktadır (132). Buna bağlı olarak alveol kreti daha süperior ve palatinal konumda yer almaktadır. Dental implantlarında alveol kretinin trajesini takip etmesi sebebi ile implant üstü protezlerde fasiyel kantilever ve kron boyunda artma olmaktadır. Mandibulanın protrusiv ve lateral hareketleri, dental implantların vestibülündeki kemikte ve boyun bölgesinde moment yüklerinin artmasına, implant veya abutmanda kırılmalara neden olabilmektedir. Çekim sonrası rezorpsiyonlar nedeni ile uygulanan dental implantların çapları yerlerini aldıkları doğal dişlerin çaplarından daha dardır. Bu da alveol kretindeki stresi arttırmaktadır. Oblik sentrik kontaklar nedeni ile implantlara uzun eksenleri dışında yükler iletilmektedir. Maksillanın bu bölgesindeki kemik yoğunluğu diğer bölgelere göre daha düşüktür. Bölgede %65 sıklıkta D3 tipi kemiğe rastlanmaktadır (57). Bölgedeki kemik yoğunluğunun düşük olması sebebi ile kemik-implant teması da azalmaktadır. Üst çene total dişsizlik vakalarında, dental implantlar ile sabit restorasyonlar uygulanacağı durumlarda, dental implantların uzun dönem başarısı için tek parça yerine üç parçalı (kanin-azı, kanin-kanin, kanin-azı) köprülerin yapılması tercih edilebilir (57).

2.6 Üst Çenede Yetersiz Kemik Miktarını Arttırıcı veya İmplant Yerleşimini Kolaylaştırıcı Teknikler

Rezorpsiyon sonrası varolan kemik miktarı sıklıkla implant uygulamalarını güçleştirmekte ve bazı durumlarda neredeyse imkansız hale getirmektedir. Gerek estetiğin sağlanması gerekse hastanın fonksiyonel problemlerinin giderilmesi için kullanılan çeşitli metodlar ve teknikler bulunmaktadır.

2.6.1 Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu

Kemik defektlerinde doğal iyileşme, konnektif dokunun defekti doldurmasıyla olur. Defektin bu şekilde iyileşmesiyle, yeni kemik dokusunun oluşması engellenir. Kemik defektinin iyileşme döneminde dokudaki değişik hücreler defektli bölgeye doğru hareket etmektedir (133). Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu yönteminde; membran kullanılarak bir bariyer oluşturulmakta, defekt bölgesinde kapalı bir boşluk yaratılmakta

ve böylece fibroblast ve diğer konnektif doku hücrelerinin defektli bölgeye hareket etmesi engellenmektedir. Bu şekilde daha yavaş hareket eden osteojenik hücrelerin bölgeye ilerlemesi ve çoğalması sağlanmış olur (133).

İmplant yerleştirilmesi için seçilen sahadaki kemik hacmini arttırmak için uygulanan yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu sık uygulanan ve kabul edilebilir bir yöntemdir. Bu yöntemde çeşitli türde membranlar ve greft materyalleri kullanılarak istenilen hacimde ve formda kemik oluşturulmaktadır. Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu yöntemi ile ilgili klinik çalışmalar 1990 yıllarından itibaren birçok araştırmacı tarafından uygulanmasına rağmen işlem sırasında kullanılacak uygun membranın seçimi hala tartışma konusudur (133,134).

2.6.2 Onley Kemik Ogmentasyonu

İmplant yerleştirilmesi için uygun yükseklik ve genişliği bulunmayan atrofik kreterlerde bu kısıtlamının giderilmesi için kullanılan, diğer bir kemik ogmentasyonu metodu ise onley greft uygulamasıdır. Özellikle intermaksiller uzaklığın arttığı olgularda bu yöntemin kullanılması avantajlıdır (133,135). Bunun gibi işlemlerde osteojenik özelliklerinden dolayı otojen kemik greftleri kullanılmaktadır. İliak kemik, kalvaryum, tibia ve kostalar ekstraoral donor saha olarak otojen kemik grefti elde etmede kullanılır. Bu bölgelerden greft alınması işlemi genel anestezi altında yapılmakta olup, yüksek derecede donor sahada morbitite gösterir. İntraoral donor saha; lokal anestezi altında işlemin yapılması ve morbidite açısından hastalar tarafından daha kabul görmektedir, ancak kısıtlı miktarda greft elde edilmesi bu yöntemin dezavantajıdır. En çok kullanılan sahalar mandibular simfiz, retromolar bölge ve tüber maksilladır (133,135). Bu yöntemde kullanılan greft otojen kemiktir ve kortikal kemik olması oluşturacağı iskelet açısından önemlidir. Ancak sadece kortikal içerikli kemik greftinin kullanılması greftin beslenebilmesi açısından yeterli olmayabilir. Bu yöntem için en ideal kemik grefti elde edilecek bölge kortiko-kanselloz içeriği ve intraoral elde edilmesi açısından mandibular simfiz ve mandibular ramustur. Alınan kemik grefti bölgeye uyumlandırılmalı ve rijit bir şekilde fiske edilmelidir. Bu rijit fiksasyon için genellikle rezorbe olmayan osteosentez vidaları kullanılır (136). Greftin bölgeye fiksasyonu sonrası greft ile alıcı saha arasındaki oluşan boşluklar çeşitli greft

materyalleri ile doldurulduktan sonra membranla bölge örtülür. Kemiğin konsolidasyonu yaklaşık 3-6 ay kadar sürer, bu süre sonunda bölge tekrar açılıp fiksasyon vidaları sökülür. Bu yöntemle hem vertikal hem de horizontal yönde ogmentasyon yapılabilir (133,136).

2.6.3 Distraksiyon Osteogenezi

İlizarov adlı Rus araştırmacı tarafından alt ve üst ekstermitelerde gerçekleştirilen uzatma işleminin çenelere adapte edilmesi işlemidir. Kesilerek kemikten ayrılması sağlanan kemik parçasının bir çeşit düzenek yardımıyla sabitlenerek iki parça arasında kademeli bir yaklaşımla bir boşluk oluşturulması ve oluşan bu boşluğun kemikleşmesi esasına dayanmaktadır. Hasta açısından travmatik bir teknik olarak göze çarpmaktadır (137).

2.6.4 Kısa İmplant Uygulamaları

Uzun implantlar yıllar boyunca peri-implanter krestal kemikte az stres yarattığı düşünülerek yaygın bir şekilde kullanılmışlardır. Pürüzlü yüzey implantların yaygınlaşması ve $\leq 10\text{mm}$ implantların uzun dönem başarılarının uzun implantlar kadar yüksek olması ile beraber bu durum sorgulanmaya başlanmıştır. Kısa implant kullanımı bazı çalışmacılar tarafından restorasyonun kron-implant oranının artmasına neden olan risk faktörü olarak düşünülmekte ve belirgin bir peri-implanter kemik kaybı etkileyeni olduğu bildirilmektedir (16,138). Kemik kreti etrafındaki stres konsantrasyonu çiğneme kaslarının fonksiyonu ile kemik stimülasyonunu tetiklemekte olup ;stres azaldığında (ör kron implant oranı, implantların splintlenmesi) kullanılmazlık atrofi ve krestal kemik kaybına yol açabildiği belirtilmektedir. Fakat bugüne kadar yapılmış çalışmalarda kron-implant oranının 2den fazla olduğu az sayıda örnek bulunduğu unutulmamalıdır (139). Kemikte implant-kemik yüzey alanının ve gelen kuvvetlere dayanıklılığının artırılması amacıyla mümkün olduğunca yerleştirilen implant boyu uzun olarak planlanmaktadır. Uzun cilalı yüzey implantların başarı oranının kısa olanlara($<10\text{mm}$) oranla kullanımda tereddüt yaratmaktadır (140). Kısa implantların

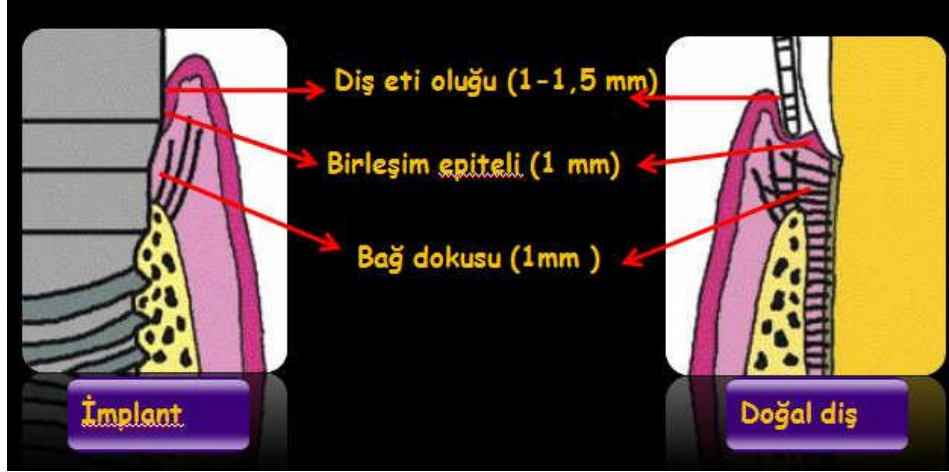
başarı oranlarını değerlendiren az sayıda çalışma bulunmaktadır. Teixeira ve ark'ının çalışmasında 8mm boyunda hidroksiapatit kaplı implantlarının 5 yıllık başarı oranını %96.7 olarak belirtilmiştir (141). Deporter ve ark 'ı 7 ve 9mm boylarındaki implantların ortalama 32.6 aylık takibinde başarı oranını %100 olarak belirtmişlerdir (142).

2.7 Platform Değişimi

Oral implantolojide dental implantlar çevresindeki kemik seviyeleri uzun yıllardan beri tartışma bir konu olmakta ve implant başarısı için referans olarak kullanılagelmektedir. Dental implantların uygulanmasından 1 yıl sonra krestal kemikte görülen rezorpsiyon miktarını araştıran pek çok çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların sonuçlarına bakıldığında protetik restorasyonun uygulanmasından bir yıl sonra krestal kemik seviyesinin implant-post birleşiminin 1,5-2 mm altında seyrettiği gözlenmektedir (4,143).Krestal kemikte meydana gelen rezorpsiyon mekanizması çeşitli araştırmacılar tarafından açıklanmaya çalışılmış olup standart cilalı boyun yüzeyine sahip dental implantların postrestoratif radyografik gözlemlerinde krestal kemik seviyesinin implantın ilk yivi seviyesinde olması birçok araştırmacı tarafından krestal bölgede yoğun gerilme birikiminden kaynaklandığı ileri sürülmektedir (68). Diğer bir görüş ise krestal kemik kaybına, implant-post birleşimi çevresindeki yumuşak dokuda meydana gelen lokalize enflamasyonun neden olduğu ve rezorpsiyonun gerçekleştiği alandaki yumuşak dokuda biyolojik genişlik oluşturularak enflamasyona karşı mukozal bir bariyer oluştuğu bildirilmektedir (49).

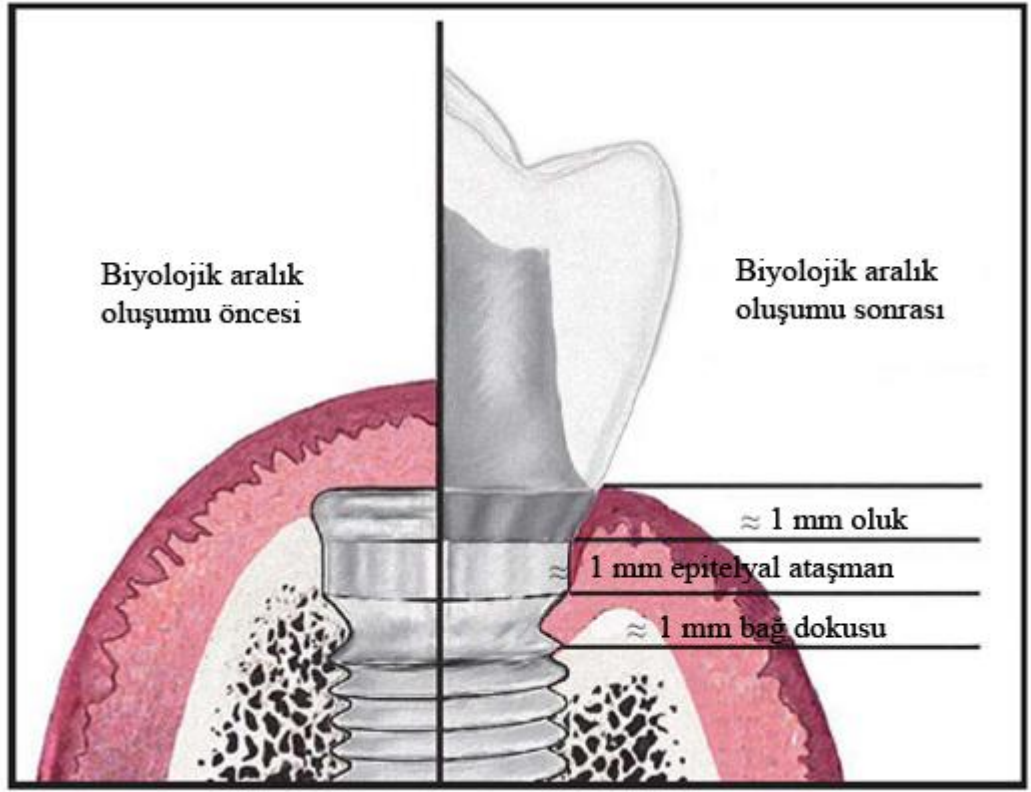
Biyolojik genişlik bazı çalışmalarda sadece alveolar kemik üstündeki bağ dokusu ataşmanı ve epitelyal ataşmanın boyutlarını içerir. Bazı yazarlar ise dişeti oluşunu da biyolojik genişlik boyutlarına ekler. Bu terminoloji karmaşası fonksiyonel dentogingival birleşim (oluk derinliği + epitelyal ataşman + bağ dokusu ataşmanı) ile fizyolojik dentogingival birleşimin (epitelyal ataşman + bağ dokusu ataşmanı) modern biyolojik genişlik kavramının tanımlanmasında eşanlamlı kullanılmasından olmaktadır. Yapılan çalışmalarda biyolojik genişlik (bağ dokusu ve birleşim epiteli) 2,04 mm olarak gösterilmekte; 1,07 mm bağ dokusu ve 0,97 mm epitelyal ataşmandan oluştuğu

bildirilmiştir. Bu oluşum tüm bireylerde yaklaşık diş eti oluşuyla birlikte 2,5-3 mm kadardır (122).



Şekil 2-6 : Biyolojik genişliği oluşturan yapılar (144)

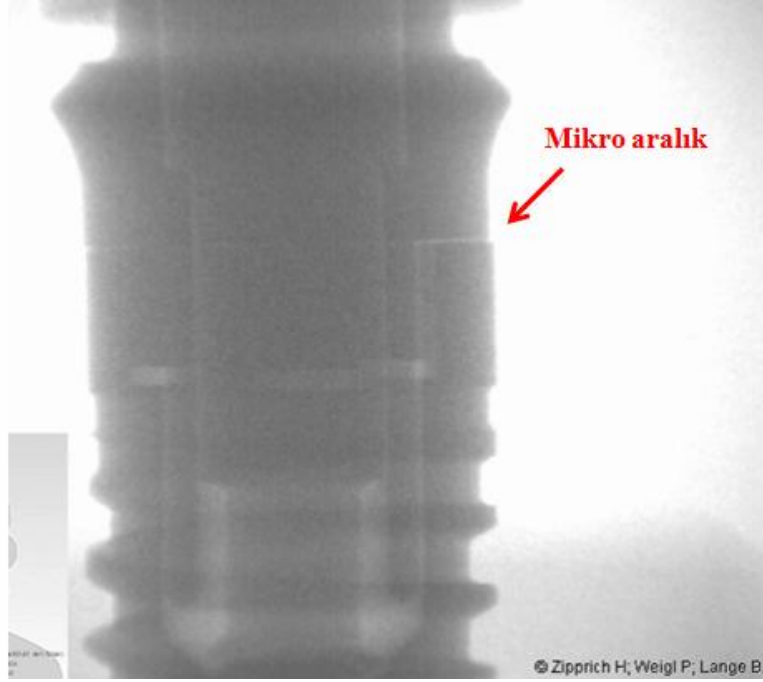
Berglundh ve Lindhe'nin peri-implant mukozanın boyutlarını araştırmak üzere yaptıkları in vivo çalışma sonucunda dental implant çevresinde mukozal bariyer oluşması için yaklaşık 3 mm kalınlığında yumuşak dokuya gereksinim olduğu belirtilmiş ve krestal kemikte rezorpsiyon meydana gelerek ideal boyutlarda yumuşak doku ataşmanı oluşumuna imkân sağlandığını üzerinde durulmuştur. Aynı çalışmada implantı çevreleyen yumuşak doku kalınlığının 2mm veya daha az olduğu durumlarda peri-implant kemikte daha fazla rezorpsiyon meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Bu gözlem peri-implant mukozanın minimum bir kalınlığa sahip olduğunu (yaklaşık 3mm) ve her dental implantın çevresinde her şartta minimum yumuşak doku boyutlarının oluşturulduğu teorisini desteklemektedir (145).



Şekil 2-7 : Biyolojik aralık oluşumunun öncesi ve sonrasında implantın boyun bölgesinin görünümü (4)

İmplant postunun sık tekrarlar ile implanta yerleştirilip sökülmesi işlemi çevre yumuşak dokuda irritasyona ve enflamasyona neden olduğu bildirilmiş ve koruyucu mukozal bariyer olan biyolojik genişliğin stabil bir peri-implant bölge oluşturmak amacı ile daha apikalde konumlandığı bildirilmiş ve bu sayede krestal kemikteki rezorpsiyon miktarında artış gözlemlendiğinin üzerinde durulmuştur (4). İki parçalı implant sistemlerinde çiğneme kuvvetinin etkisiyle implant-post bağlantısı arasında mikron düzeyinde aralık meydana gelir. Çiğneme süresince implant-post bağlantısı sürekli açılma kapanma hareketini yaptığından, sanki bu bölgede pompa vazifesi gibi etki eder ve ağız içerisindeki sıvıların bu bölgeye çekilmesine neden olur. Bu aralık bakterilerin yerleşebilmesi için uygun bir ortam sağlar. (146). Aralık kapandığında bakterilerle dolu ağız sıvısı dışarıya doğru pompalanır. İmplant-post bağlantısının hemen yakınında bulunan krestal kemiğe doğru bakteriler pompalanmış olur. Bu nedenle uzun süre implant üstü restorasyon kullanan hastaların, postları değiştirilmek istendiğinde gangrene benzer bir koku görülebilir. Bu koku mikro aralıktaki bakterilerden

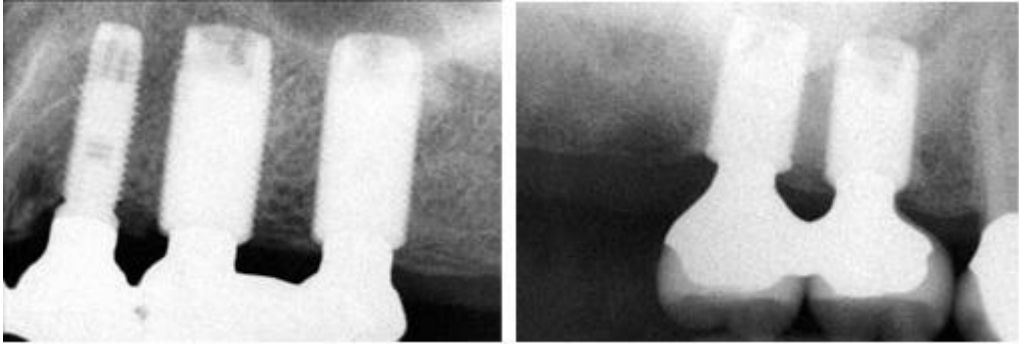
kaynaklanmaktadır. Mikroaralık kemiğe ne kadar yakınsa bakterilerin kemiğe ulaşım etki etmeleri o kadar kolay olur. Bu aralık kemikten ne kadar uzaksa etkisi de o kadar az olacaktır (144).



Şekil 2-8: İmplant post birleşimindeki mikroaralığın görüntüsü (146)

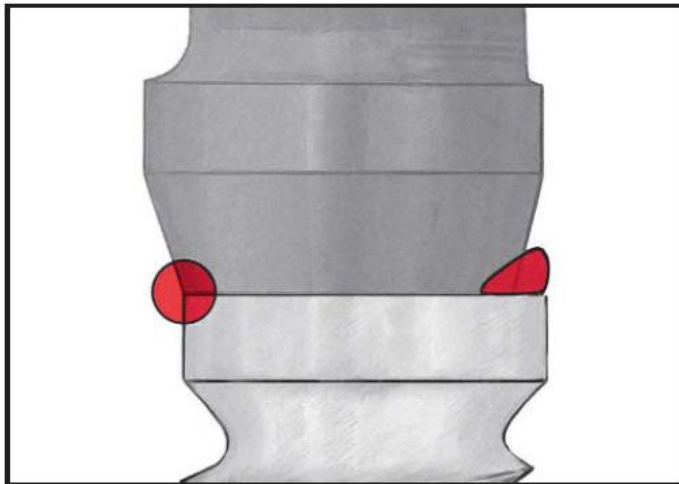
Krestal kemikte mikroaralığın yıkıcı etkisini iki şekilde önlemek mümkün olduğu bildirilmiştir. İlk yöntem mikroaralığın başlangıçtan itibaren hiç oluşmamasıdır ve bu durumda tek parça sistemler yani implant-post birlikte olan sistemler kullanılır. Bu sistemlerde implant ve post bağlantısının tek parça halinde olması nedeniyle mikro aralık bulunmamaktadır. Sistemin dezavantajı tek parça olması nedeniyle kullanım alanının kısıtlı olması ve özellikle açılı post kullanımı gerektiren yerlerde kullanımında protetik aşamada zorluklara neden olmasıdır. İkinci seçenek mikroaralığı biyolojik dokulardan uzaklaştırmaktır. Mikroaralık kemikten iki şekilde uzaklaştırılabilir. İmplant-post bağlantısı vertikal olarak krunale çekilebilir (tek aşamalı iyileşen implant sistemleri) veya bu bağlantı horizontal olarak medialize edilebilir (144,146,151).

Platform değişimi tekniğinde implant-post birleşimi implantın merkezine doğru krestal kemikten uzağa konumlandırılır. İmplantın boyun bölgesinin çapından daha dar çapa sahip post kullanılarak uygulanan bu teknikte amaç implant-post birleşimini yani mikroaralığı implantın omuz bölgesinden uzaklaştırarak krestal kemik rezorpsiyonunu engellemektir (4,144,151,152).



şekil 2-9: Platform değişimi gözlenen implantların radyografikleri görüntüleri (4)

Platform değişimi tekniği uygulanmış implantlarda, implanttan daha dar çaplı post kullanılarak implant-post birleşimi ve buna bağlı olarak mikroaralıkta boyun bölgesindeki krestal kemikten daha medialde konumlanır. Böylece mikroaralık çevresindeki enflamatuar bağ dokusunun krestal kemik üzerindeki rezorpsiyona neden olan etkisi azaltılmış olur (147,149).

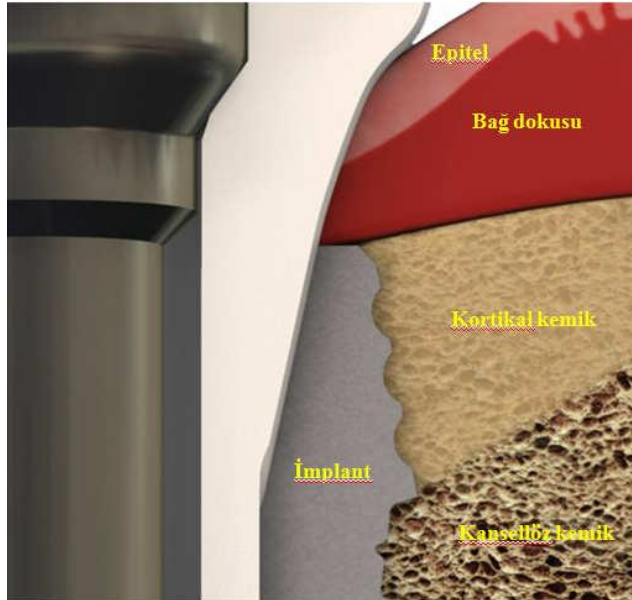


şekil 2-10: Enflamatuar bağ dokusunun krestal kemikten uzakta konumlanması (4)

Buna ek olarak Lazzara ve arkadaşları, platform değişiminde dar çaplı post kullanılarak implantın omuz bölgesinin oklüzal kısmında pürüzlü yüzey oluşturma imkanı sağlandığı ve bu bölgeye periimplant yumuşak ve sert dokuların adaptasyonlarının artırılabilineceğini belirtmişlerdir (4).

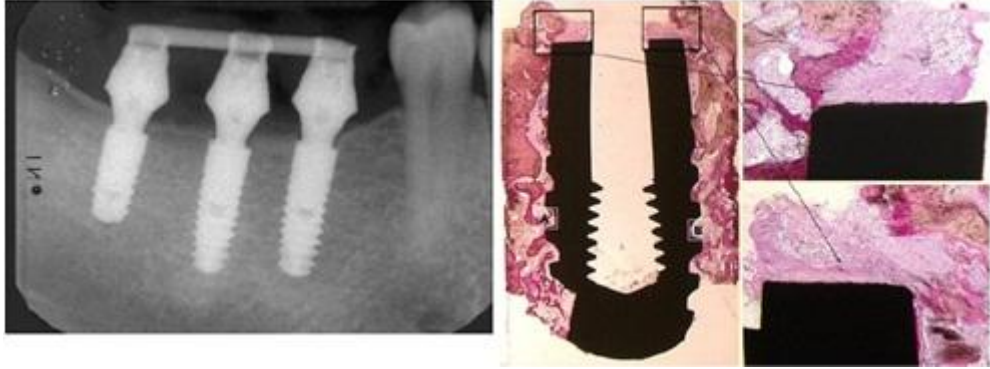
Hagiwara platform değişiminin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir (148);

1. İmplant-post birleşiminin implantın merkezine doğru konumlandırılması ile enflamatuar hücre infiltrasyonunun krestal kemik üzerinde rezorpsiyon yönündeki etkisini azalmaktadır.
2. Bağ dokusunu lateral yönde kalınlaştırarak bu bölgedeki kan akımının artmasına imkan sağlar.
3. Biyolojik aralık implant platformunun üst kısmında yer alır ve özellikle ikinci aşama cerrahisi sonrası biyolojik aralık oluşumu sırasında krestal kemikte dikey yönde rezorpsiyon görülmez.



Şekil 2-11: Platform değişimi uygulanmış implantın boyun bölgesini gösteren şema (144)

Degidi ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmalarda implant platformunun çapından daha dar çaplı post kullanımının (platform değişimi) peri-implant sert ve yumuşak dokuların korunmasında ve krestal kemik rezorpsiyonunun engellenmesinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Ek olarak hemen yükleme kavramının kemik oluşumu ve osseointegrasyon üzerinde olumsuz etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (150)



Şekil 2-12: Omuz bölgesinin kuralinde oluşan kemik dokusunun radyolojik ve histolojik görüntüleri (150)

2.8 Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi komplike geometrik yapılar içeren mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. İlk olarak havacılık sektöründe kullanılmaya başlanması ile birlikte geniş alana yayılarak makine, elektrik, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahide de kullanılmaktadır (56). Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi "parçadan bütüne gitme" genel prensibine dayanır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bir bölgesidir. Yöntem, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir. Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (78).

Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “eleman” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “düğüm” (node) adı verilir (153). Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulur. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin (x, y, z) koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen yükleme durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur (154,155).

2.8.1 SEA yöntemi ile ilgili mekanik kavramlar

Gerilme analizleri sırasında bazı teknik terimler kullanılmakta olup bu terimlerin tanımlanması ve açıklanması konunun anlaşılması açısından faydalıdır.

Kuvvet : Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (156,157).

Gerilme : Bir cismin uygulandığı kuvvete karşı, cisim içerisinde gelişen, birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme denir. Bir yapının içindeki gerilme birim yüzeydeki kuvvet olarak bilinmektedir. Gerilme birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilir ($P_a = N/m^2$). Gerilme yayınlarda genellikle; Paskal (P, kg/cm^2 veya N/m^2) olarak belirtilmektedir (158). Gerilme kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte

kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik bir kuvvet uygulandığı zaman, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir. Yüzeyde oluşan gerilme değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir, uygulanan kuvvet ve gerilme, cismin yüzeyine dağılır . Kuvvet bir cismi her yönden ve açıdan etkileyebilmektedir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde karmaşık gerilmelerin oluşmasına yol açmaktadır. Tüm gerilmeler esas olarak gerilme, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç şekilde oluşmaktadır (157,159). Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ (sigma) sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise γ (gamma) simgesi ile gösterilir. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir (60).

Şekil Değiştirme : Bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişime şekil değiştirme denmektedir. Gerilme oluşturan kuvvet aynı zamanda şekil değiştirme de meydana getirmektedir. şekil değiştirme bir kuvvet değil sadece büyüklüktür (159)

Hooke Kanunu : Bir cisme kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyorsa bu tipteki şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme denir. Sayet kuvvet ortadan kalktığında bir miktar şekil değişimi cisimde kalıyorsa buna elasto-plastik şekil değiştirme denir. Plastik şekil değiştirmede ise şekil değiştirme kalıcıdır. Elastik cisimler için belirli yük sınırları dâhilinde gerilme-şekil değiştirme ilişkisini kabul eden kanun Hooke kanunu olarak adlandırılmaktadır (157).

Elastiklik modülü : Yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır. Aynı miktardaki yükler uygulanmış iki ayrı materyalden elastiklik modülü yüksek olan, elastiklik modülü düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (101). Çekme gerilmesi durumunda elastiklik modülü, yükleme yüzeyinde yükleme doğrultusundaki gerilmenin zorlamaya oranına eşittir (157). Doğrusal elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken; doğrusal olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik göstermektedir (159,160).

Poisson Oranı : Cisme uygulanan çekme veya basmada aksial yükleme sırasında eş zamanlı aksial ve lateral boyut değişimi mevcuttur. Çekme gerilmesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır, basma gerilmesi altında ise çapraz kesitte bir artış görülür. Poisson oranı cisme uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade etmektedir (161,162). Poisson oranı teorik olarak sınırlara sahiptir. Buna göre, -1 den büyük 0,5 den küçük olmalıdır. Ancak pratikte negatif poisson oranına sahip malzemelere çok nadir rastlanmaktadır. Negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. Metallerde poisson oranı 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir (157).

2.8.2 SEA yönteminin avantajları

1. Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.
2. Oluşturulan modelin, objenin fiziksel özellikleri daha net olarak yansıtabilir.
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir.
4. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
5. Tüm gerilme bileşenlerinin nümerik olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
6. Gerilmeler, zorlamalar ve yer değiştirmeler oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
7. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
8. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler

yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.

9. Çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

10. Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.

11. Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Böylece, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.

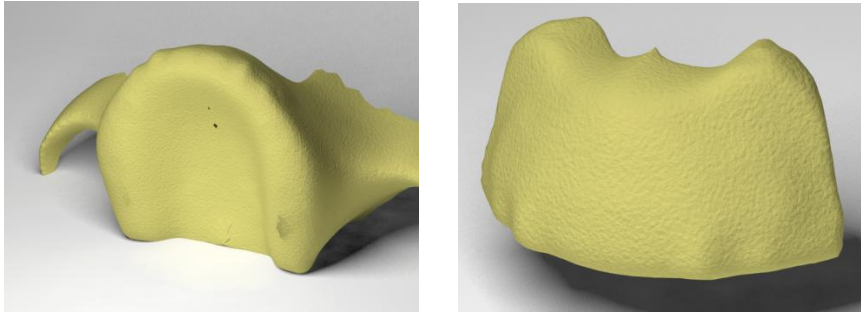
12. Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişikliklerin yapılıp, analizin pek çok kez tekrarlanabilir.

13. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde 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 (78,105).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, İstanbul Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; maksiller anterior bölgede sağ ve sol lateral dişler arasına yerleştirilen dört üyeli implant destekli restorasyonun farklı abutment tasarımları, farklı kron ve implant boyları kullanımına bağlı olarak kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında ve üstyapı içerisinde oluşan stres değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik nonlinear analiz yapılarak gerçekleştirildi. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece maksiller anterior bölgesini içine alan bir model kullanılmıştır.(Şekil 3.1-Şekil 3.2)



Şekil 3.1. Maksiller tüm çene modeli. Şekil 3.2- Maksiller anterior bölgesini içine alan model.

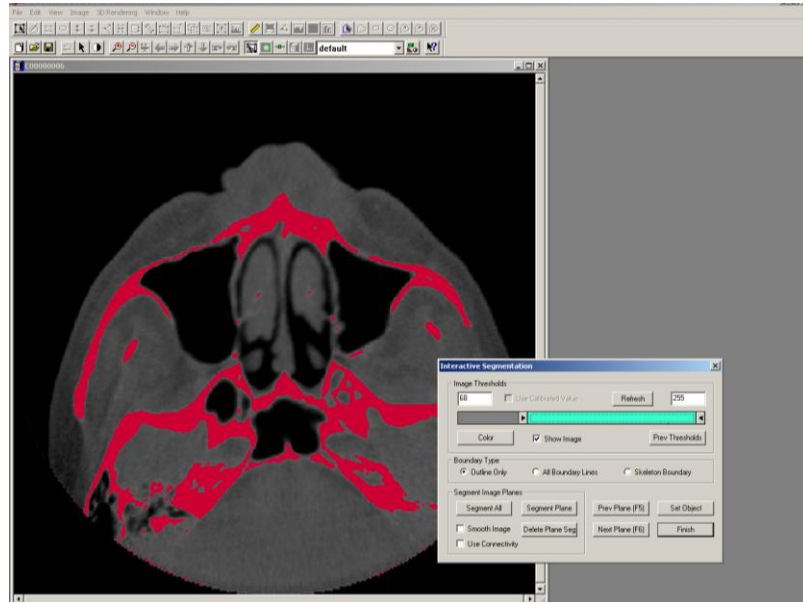
3.1.Modellerin Oluşturulması:

Erişkin bir hastanın çene kemiği Net Tıbbi Görüntüleme Ltd.'e tomografisi çekilmek üzere gönderilmiştir. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edilmiştir. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına alınmıştır.(Şekil 3.3)



Şekil 3.3 Erişkin hastadan elde edilen tomografi görüntüsü.

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı 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 3.4)

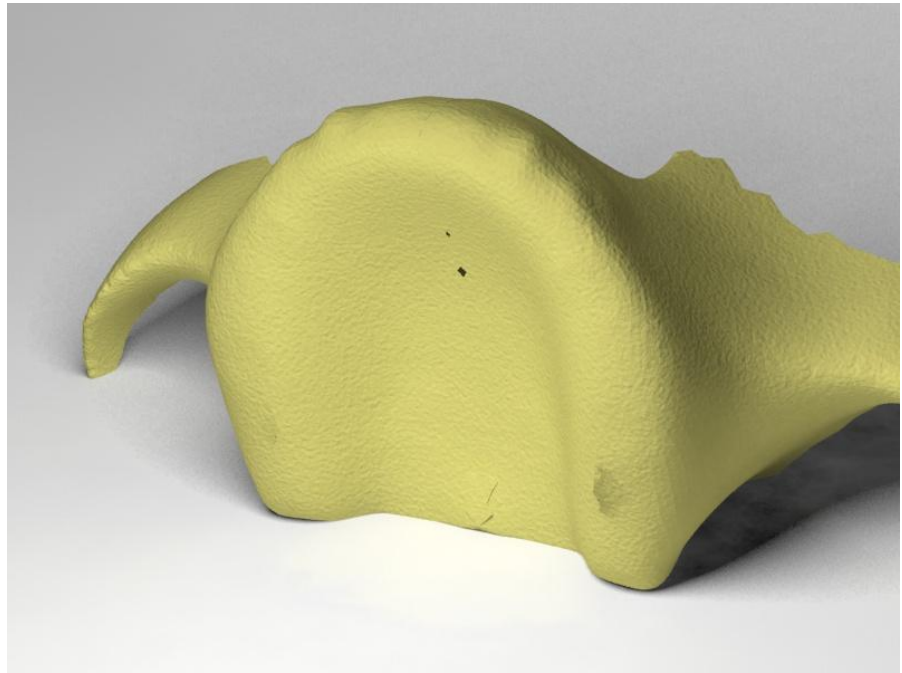


Şekil 3.4 Elde edilen tomografi görüntülerinin 3D- Doctor programına aktarılması.

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render”

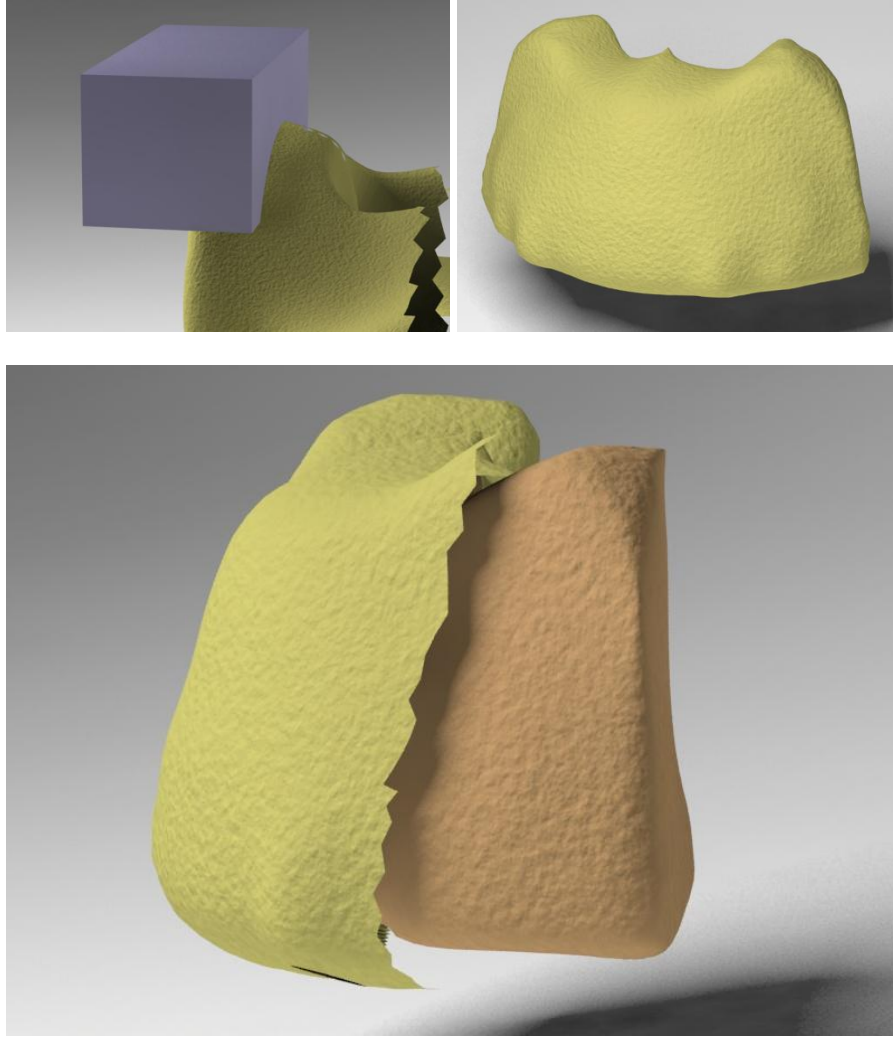
yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilmiştir.

Elde edilen kortikal kemik modeli, .stl formatında Rhino yazılımına alınmıştır. Burada analiz sonucuna etki etmeyecek bölgeler Intersection Boolean yöntemi ile ana modelden çıkartılmıştır.(Şekil 3.5)



Şekil 3.5 Boolean yöntemi ile ortaya çıkarılan maksiller çene modeli.

Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için üst çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (1 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir. (kortikal kemik kalınlığını ofsetle oluşturma imajı) Bu işlemlerin yapılması için, .stl veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımına atılıp ofset yöntemi kullanılmıştır. (Şekil 3.6)

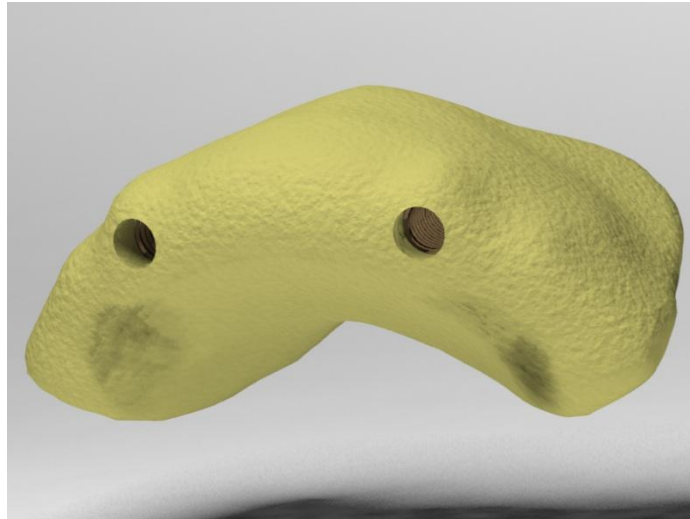


Şekil 3.6 Model üzerinde kortikal ve trabeculer kemiğin oluşturulması.

Çalışmada implant destekli protez modelleri oluşturmak için 22 ve 12 bölgelerine her model için 2 adet olacak şekilde 4 mm çapında Astra dental implantlarının yerleştirilmesi planlanmıştır. Bu amaçla 6, 8, 12 mm uzunluğa sahip 3 farklı dental implant modeli oluşturulmuştur.(Şekil 3.7) Çalışmada tedarik edilen implant parçaları Nextengine 3d tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmıştır .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile sabit implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlanarak modeller oluşturuldu. (Şekil 3.8) Her bir implant boyundan 6’şar model oluşturulmuştur.



Şekil 3.7 Üç farklı boyda oluşturulan astra dental implant modelleri.

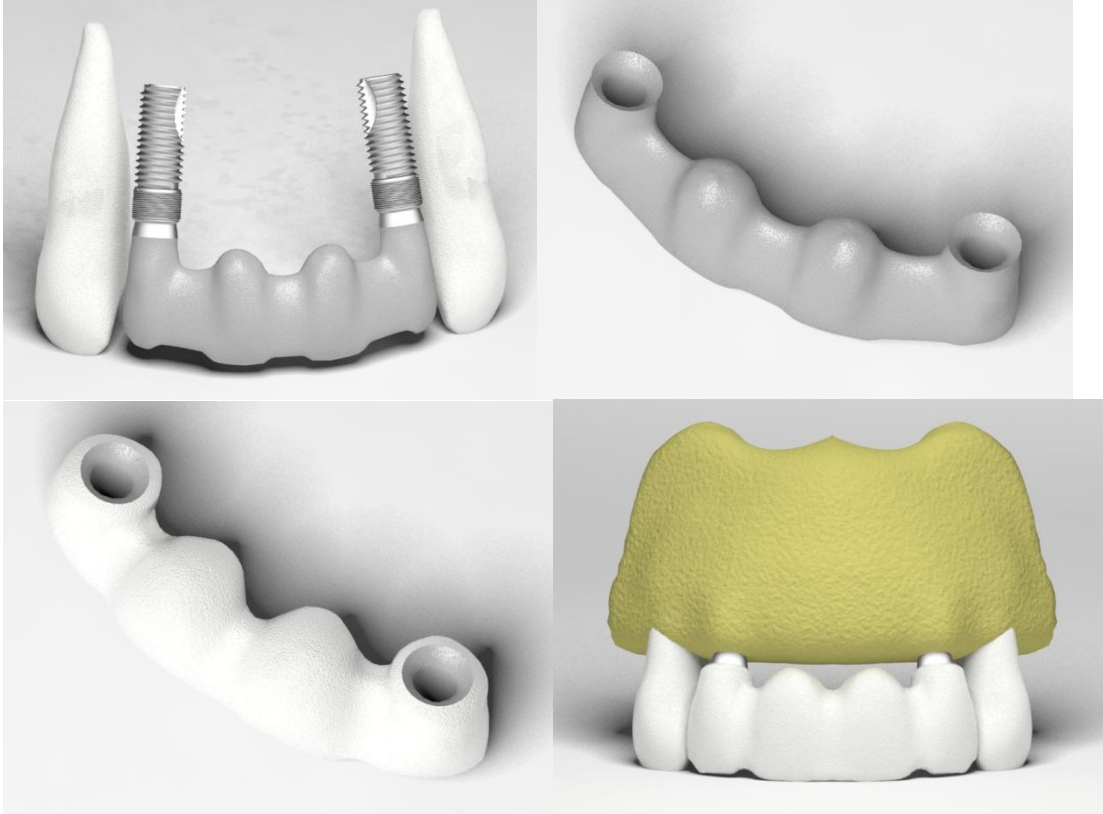


Şekil 3.8 İmplant yuvalarının boolean yöntemi ile oluşturulması.

Farklı boydaki her bir model grubu ikiye ayrılmıştır. Birinci gruptaki implantlara çapı 4 mm olan standart abutment bağlanırken, ikinci gruptaki modellere çapı 3.5 mm olan abutment bağlanarak platform switching bağlantısı oluşturulmuştur. Her abutment grubu için kron boyları 12, 18, 24 mm olacak şekilde 3 farklı model oluşturulmuştur.

Protetik üstyapı modellenmesi için abutmentler oluşturulduktan sonra dişlerin doğal morfolojisini takip eden protetik bir tasarım oluşturulmuştur. Ancak kron boyu 12, 18, 24 mm olacak şekilde 3 farklı restorasyon tipi oluşturulmuştur.

Bilgisayarda modeller oluşturulurken Model 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 olarak dokuz farklı kodlama yapıldı ve her bir model için iki altgrup oluşturulmuştur. Birinci alt grup 4 mm çaplı standart abutment kullanımı, ikinci altgrup ise 3.5 mm çaplı platform switch abutment kullanımını göstermiştir . Bu altgruplar a ve b ile temsil edildi. Örnek model şekilde gösterilmektedir. (Şekil 3.9)



Şekil 3.9 Protetik üstyapı ve implant yerleşimi modeli.

3.1.1. Model Grupları

Model 1: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.10)

Model 1-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

Model 1-b: Abutment çapı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.10)

4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.

Model 2: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.11)

Model 2-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

Model 2-b: Abutment çapı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.11)

4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.

Model 3: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.12)

Model 3-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

Model 3-b: Abutment çapı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.12)

4x6 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.

Model 4: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.13)

Model 4-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

Model 4-b: Abutment çapı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.13)

4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.

Model 5: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.14)

Model 5-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

Model 5-b: Abutment apı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.14)

4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.

Model 6: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.15)

Model 6-a: Abutment apı 4 mm standart abutment.

Model 6-b: Abutment apı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.15)

4x8 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.

Model 7: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.16)

Model 7-a: Abutment apı 4 mm standart abutment.

Model 7-b: Abutment apı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.16)

4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 12 mm kron boyuna sahip model.

Model 8: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.17)

Model 8-a: Abutment apı 4 mm standart abutment.

Model 8-b: Abutment apı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.17)

4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 18 mm kron boyuna sahip model.

Model 9: Maksiller anterior lateral bölgelerine yerleştirilen 4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model. (Şekil 3.18)

Model 9-a: Abutment çapı 4 mm standart abutment.

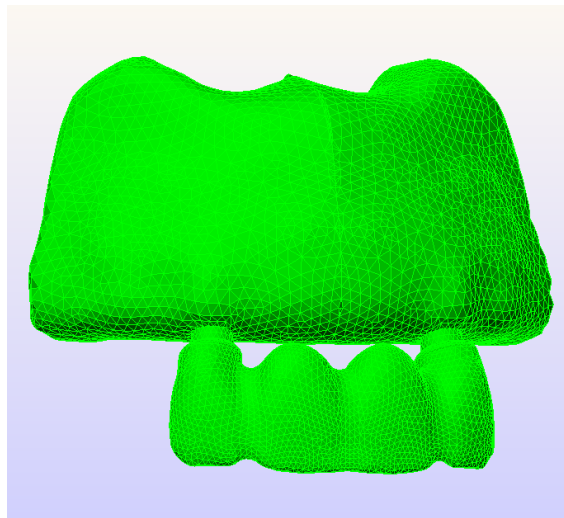
Model 9-b: Abutment çapı 3.5 mm platform switch abutment.



(Şekil 3.18)

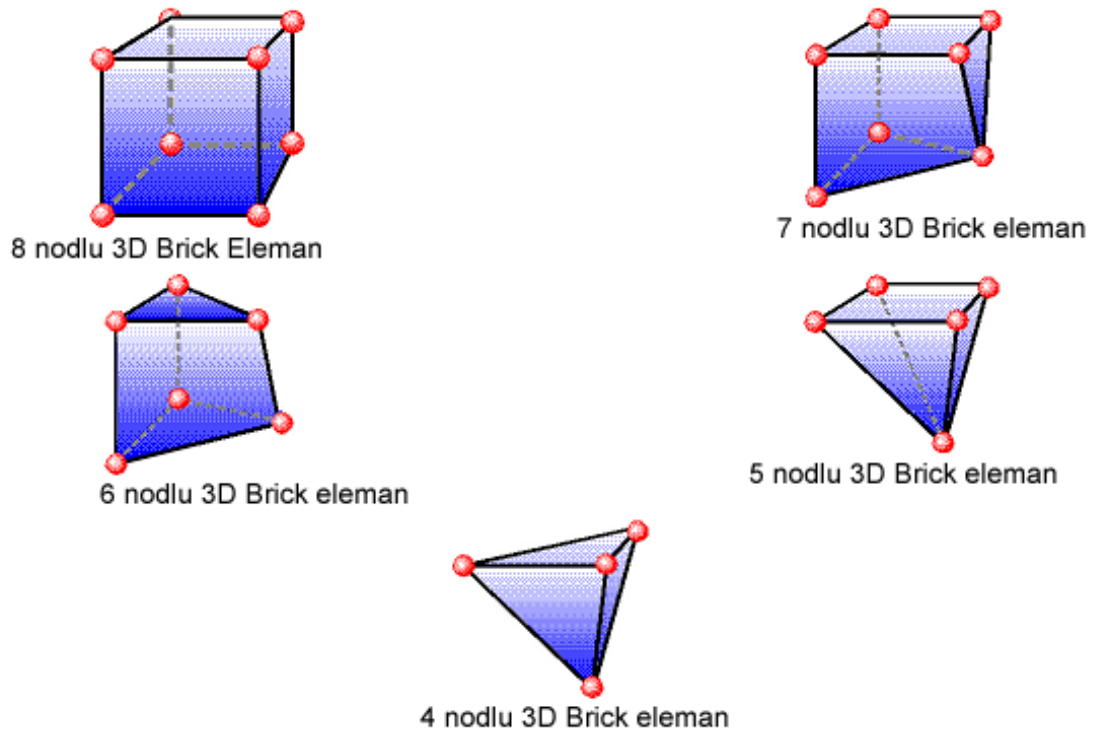
4x12 mm astra dental implantların kullanıldığı 24 mm kron boyuna sahip model.

Bu şekilde kortikal kemik, trabeküler kemik ve protetik üstyapı ve dental implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modellere taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanarak Fempro yazılımına aktarılmıştır. (Şekil 3.19)



Şekil 3.19 Fempro programı analiz imajı.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmıştır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.(Şekil 3.20)



Şekil 3.20 Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar.

Tüm modeller nonlineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Modeller üzerinde oluşturulan düğüm noktası ve eleman sayıları tabloda gösterilmektedir.(Tablo 3.1)

	Düğüm noktası	Eleman Sayısı
Model 1-a	61772	336148
Model 1-b	58994	319972
Model 2-a	67702	378167
Model 2-b	63301	343650
Model 3-a	74540	432622
Model 3-b	69757	367362
Model 4-a	61026	331554
Model 4-b	60534	329508
Model 5-a	69142	376977
Model 5-b	65437	363777
Model 6-a	76402	417690
Model 6-b	74140	415433
Model 7-a	66869	369934

Model 7-b	62272	339920
Model 8-a	70747	425424
Model 8-b	66880	366774
Model 9-a	80157	483707
Model 9-b	70625	385112

Tablo 3.1 Model düğüm noktası ve eleman sayıları

Bütün modellerde abutment ve implant açısı 20° olarak belirlenmiştir. Analiz yapılmadan önce modelde implant-abutment-vida birleşim bölgelerinde kontakt fiksasyonu tanımlanmış, bu bölgelerde sürtünme katsayısı 0,5 olarak belirlenmiştir.

Kortikal kemiğin kalınlığı her yerde homojen ve 1.5 mm olarak hazırlanmıştır. Kortikal ve trabeküler kemik diğer tüm materyallerde olduğu gibi nonlinear, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda implantın kemikle tam olarak birleştiği kabul edilip ve kemik implant ara yüzünde başka bir materyal tanımlanmamıştır.

3.2.Kullanılan bilgisayar özellikleri:

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250 GB Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Proffessional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayar kullanılmıştır. Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu tarama ve Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3

boyutlu modelleme yazılımı kullanıldı. Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

3.3. Materyal Özellikleri:

Materyal özellikleri yapı içerisindeki stres ve strain dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, linear ve elastik davranışları, iki materyal sabiti ile karakterize edilir. Elastisite modülü (Young's modul) ve Poisson Oranı (Poisson's ratio).

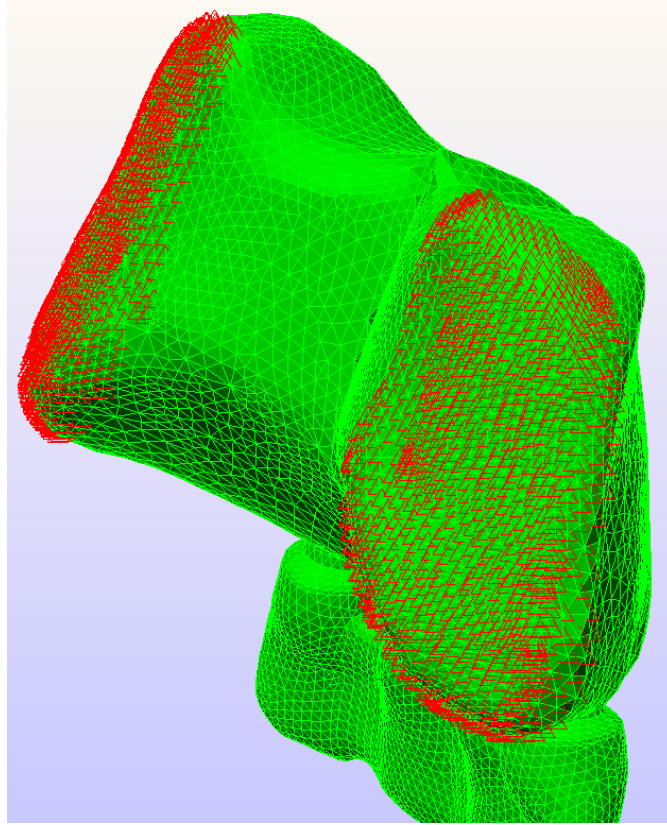
Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson Oranı değerleri tabloda gösterilmektedir. (Tablo 3.2)

Materyal	Elastik modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Titanyum	110	0,35	103,163
Kortikal kemik	13,7	0,3	103,163
Trabeküler kemik	1,37	0,3	103,166
Krom-kobalt alaşımı	218	0,33	103,164,166
Feldspatik porselen	82,8	0,35	103,165

Tablo 3.2 Materyal özellikleri

3.4. Sınır Koşulları:

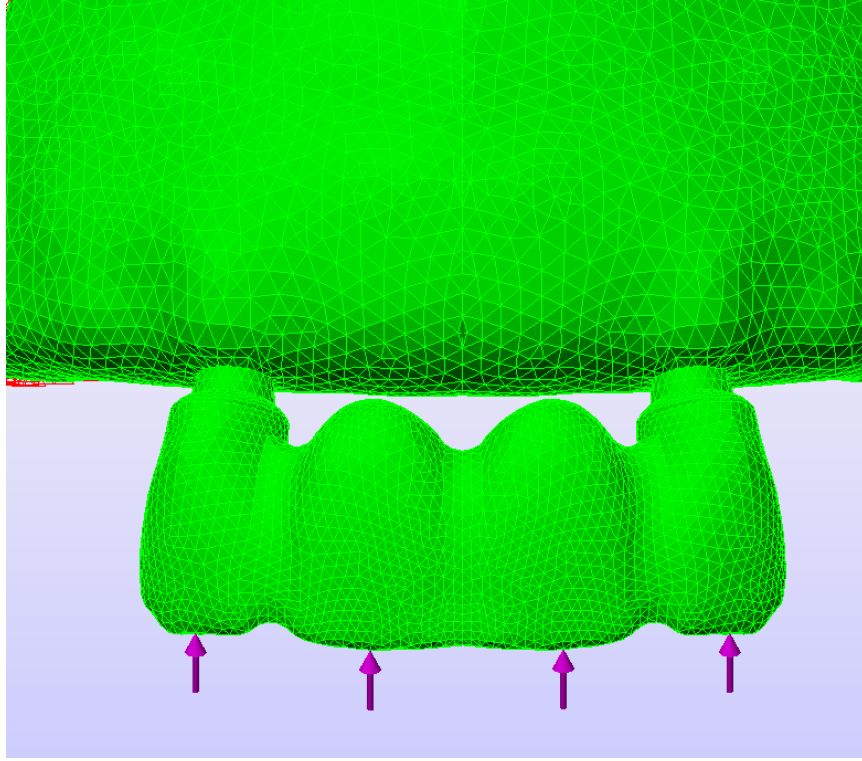
Model kortikal ve trabeküler kemiğin alt ve yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da '0' harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 3.21)



Şekil 3.21 Sonlu elemanlar analizinde sınır koşullarının belirlenmesi

3.5.Yükleme Koşulları:

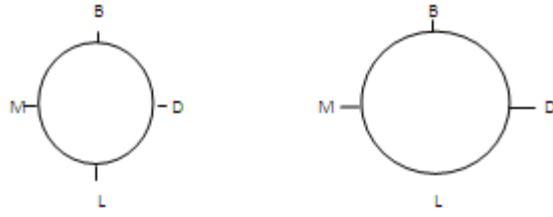
Her bir modelde çiğneme sırasındaki temasları taklit edecek şekilde yükleme bölgesi seçilmiştir. Alansal yükleme tercih edilmiş ve çiğneme yükleri implant üstü protezler üzerine eşit olarak dağıtılmıştır. Hareketin olduğu yöndeki lateral dişinin palatinal yüzeyinde 2 mm'lik overbite mesafesi bırakılarak 90° açı ile kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.22) Önceki çalışmalardan yola çıkarak çiğneme kuvveti 100 N alınmıştır. [78,167]. 18 farklı tasarımda, tek yükleme koşulunda toplam 18 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.22 modeller üzerine yükleme koşulu.

3.6.Ölçümlerin Yapılması:

Hazırlanan modellerde yükleme uygulanmadan önce kemik içerisinde karşılaştırmaların yapılacağı düğüm noktaları belirlenmiştir. Üstyapı içinde ise abutment implant birleşim bölgesinde alınan referans noktaları kullanılmıştır. Bu inceleme yapılırken alınan en yüksek stres değerleri dikkate alınmıştır. Bu çevresel ölçümlerden elde edilen veriler kemik dokusu içerisinde kortikal kemiğin üst sınırında implantı çevreleyen bölgede mezial,distal,bukkal ve lingualde olmak üzere toplam 4 tane referans noktası belirlenerek karşılaştırılmıştır. Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlenmiştir. (Şekil 3.23)



Şekil 3.23 İmplant çevresinde alınan referans noktaları.

Bu düğüm noktalarından elde edilen sayısal değerler ve protetik üstyapı ve abutment bölgelerindeki en yüksek stres değerleri her bir protez tasarımında ayrı ayrı incelenmiştir. Çalışmada, kemik üzerindeki stres ve strain değerleri maksimum ve minimum principal stres değerleri olarak incelenmiştir. İmplant desteklerinin servikal bölgelerinde, elde edilen en yüksek gerilme stres değeri (en yüksek maksimum principal stresler), kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strength) ile ve kayıt edilen en yüksek sıkışma stres değeri (en yüksek minimum principal stresler), kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığı (ultimate compressive strength) ile karşılaştırılmıştır. Metal destekli porselen restorasyonunda ise çekilebilir materyaller için kullanılan Von mises stres analizi yapılmıştır. Elde edilen en yüksek Von mises stres değeri krom-kobalt en yüksek dayanıklılığı (ultimate strength) ile karşılaştırılarak değerlendirme yapılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada; maksiller anterior bölgede sağ ve sol lateral dişler arasına yerleştirilen dört üyeli implant destekli restorasyonun farklı abutment tasarımları, farklı kron ve implant boyları kullanımına bağlı olarak kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında ve üstyapı içerisinde oluşan stres değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir. Analiz sırasında kuvvet, dişlerin palatinal yüzeyinde 2 mm'lik overbite mesafesi bırakılarak 90 ° açı ile 100 N kuvvet olacak şekilde tek koşulda uygulanmıştır. İmplant çevresindeki kortikal kemiğin en üst sınırında belirlenen referans bölgelerinde maksimum ve minimum principal stres değerleri incelenmiştir. Üst yapı içerisinde oluşan Von mises stres değerleride alınan referans noktalarındaki dağılımı gözönüne alınarak incelenip karşılaştırılmıştır.

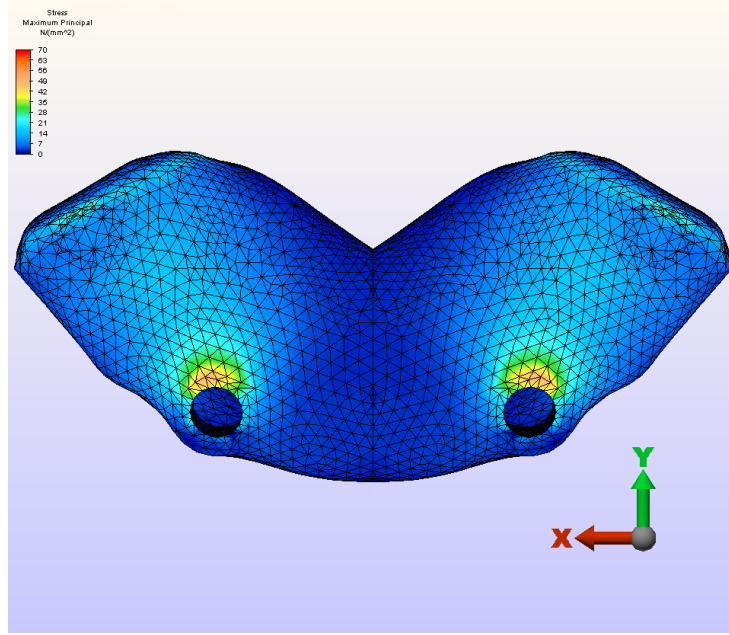
4.1. Kemik içerisinde oluşan maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

4.1.1. 6 mm'lik implant modelleri (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

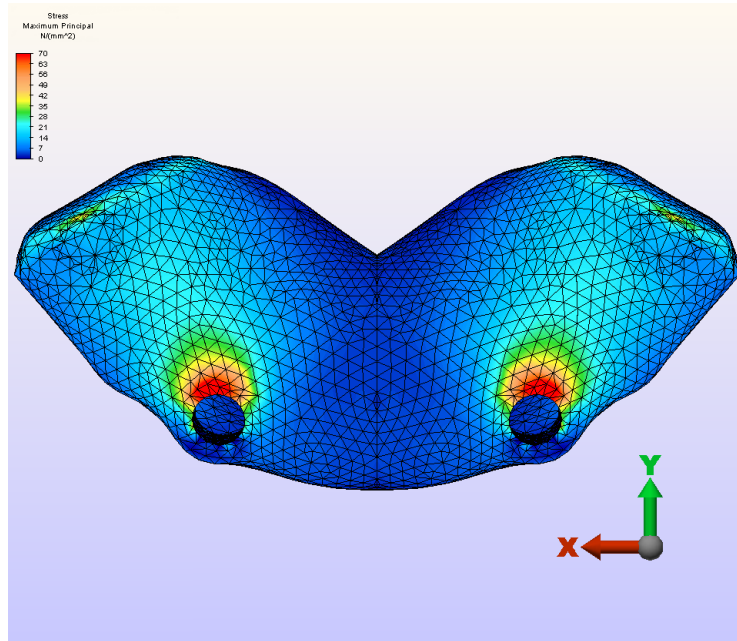
6 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan maksimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellerden daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal referans noktasında görülmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla 89,06 Mpa, 93,52 Mpa olarak gözlenmektedir. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal referans noktasında görülmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve

3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla 39,86 Mpa, 43,01 Mpa olarak gözlenmektedir.

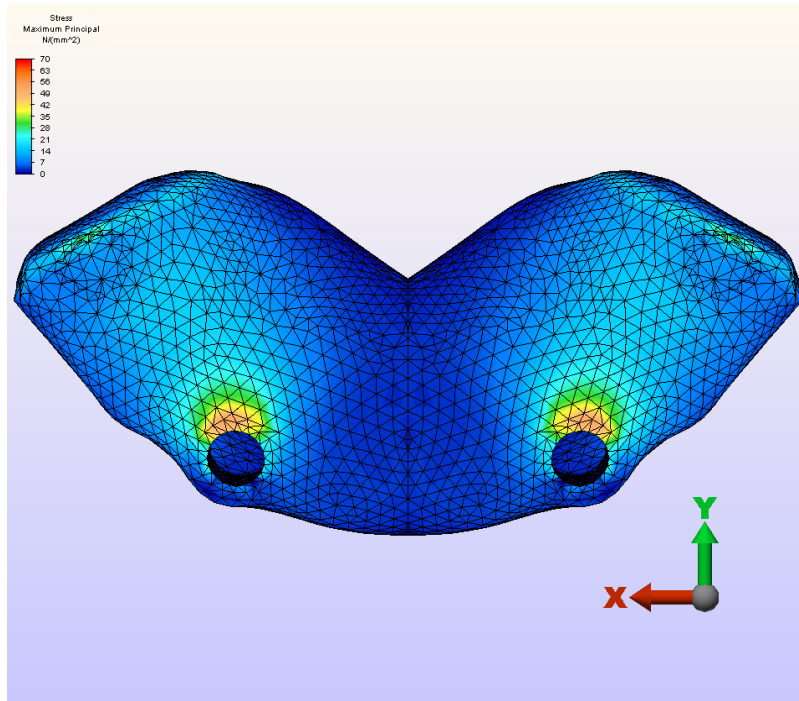


Şekil 4.1 Model 1-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

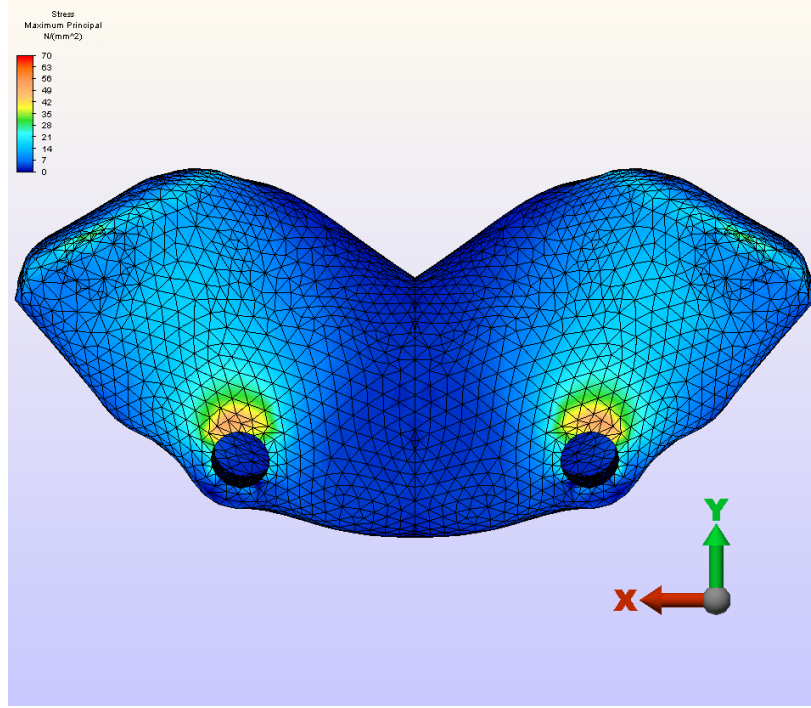


Şekil 4.2. Model 1-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 93,70 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 101,31 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 42,61 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 46,81 Mpa değeri saptanmıştır.

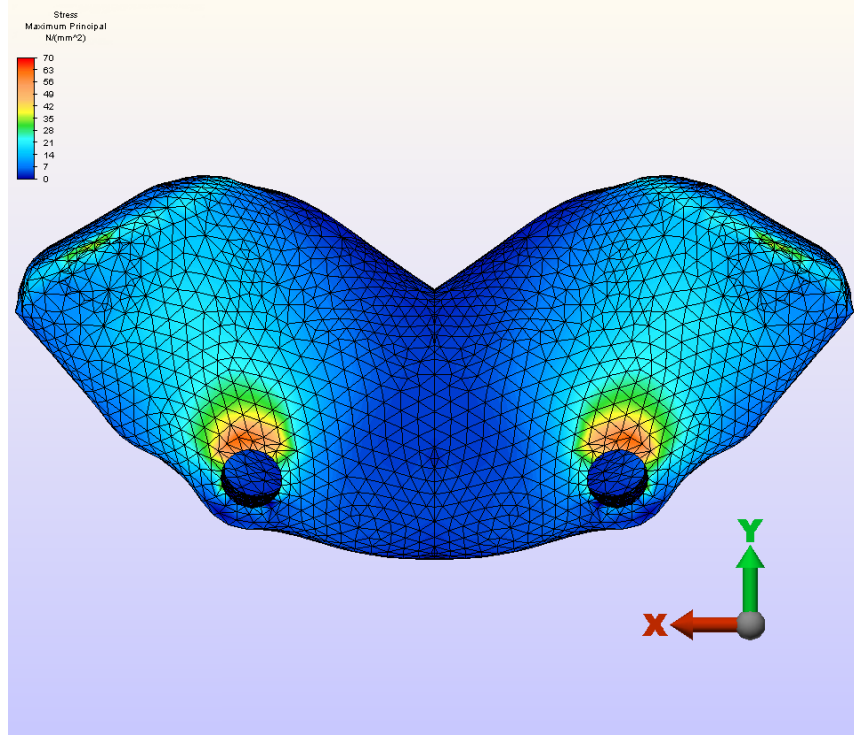


Şekil 4.3. Model 2-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

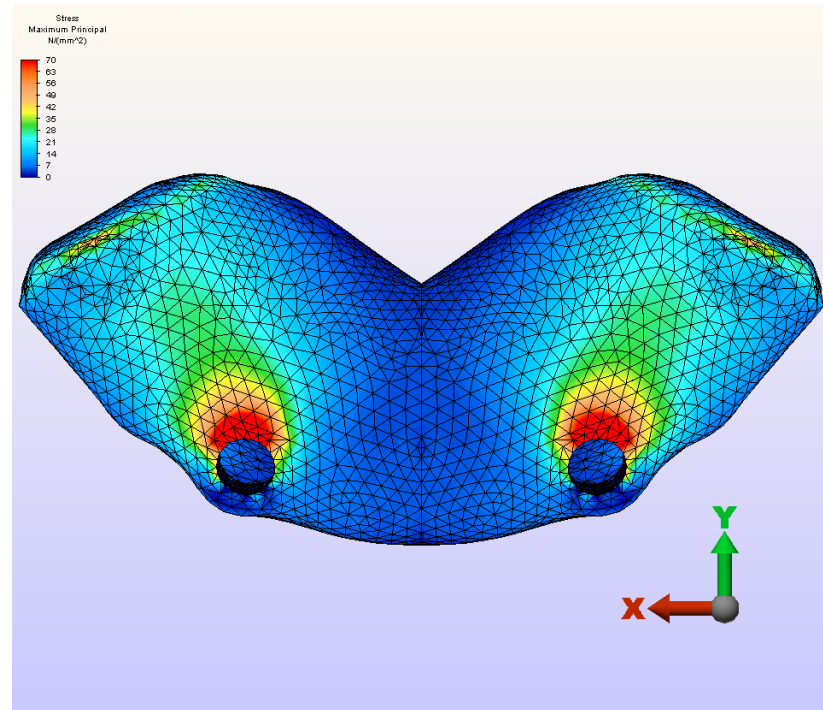


Şekil 4.4. Model 2-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 110,28 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 126,34 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 50,36 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 56,05 Mpa değeri saptanmıştır.



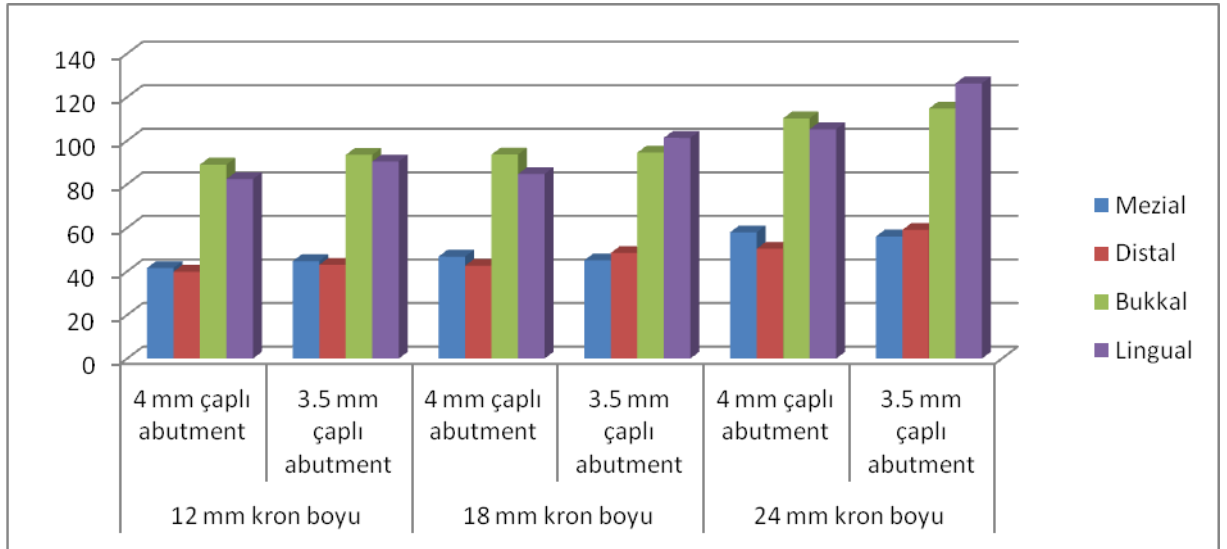
Şekil 4.5. Model 3-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.6. Model 3-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

6 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	41,5786	39,8616	89,0689	82,3897
	3.5 mm çaplı abutment	44,7385	43,0107	93,5223	90,4639
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	46,8175	42,6121	93,7004	84,6966
	3.5 mm çaplı abutment	45,0965	48,5161	94,5511	101,3196
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	57,96	50,3675	110,2854	105,2779
	3.5 mm çaplı abutment	56,0549	59,0926	114,785	126,3455

Tablo 4.1. Model 1-a,1-b,2-a,2-b,3-a,3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.

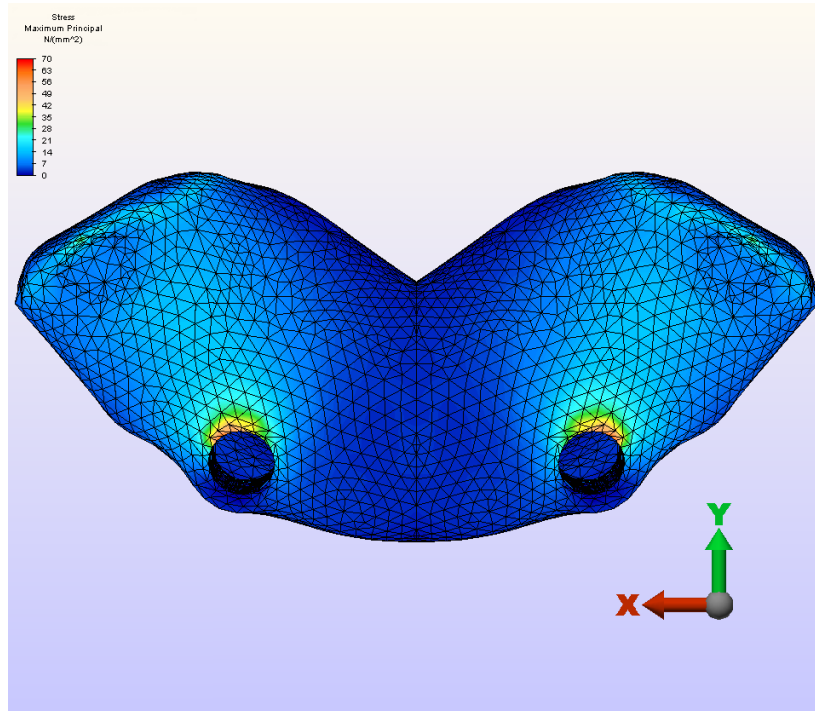


Tablo 4.2. Model 1-a,1-b,2-a,2-b,3-a,3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

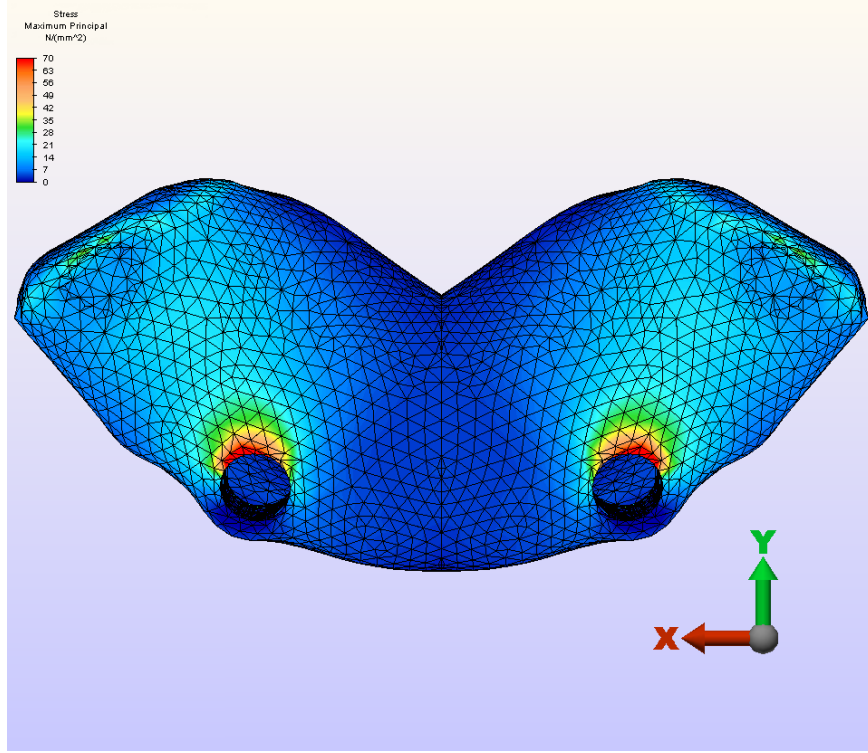
4.1.2. 8 mm'lik implant modelleri (Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

8 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan maksimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellere benzer ya da daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal referans noktasında görölmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla 84,97 Mpa, 84,54 Mpa olarak gözlenmektedir. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri mezial referans noktasında görölmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla 37,67 Mpa, 41,11 Mpa olarak gözlenmektedir.

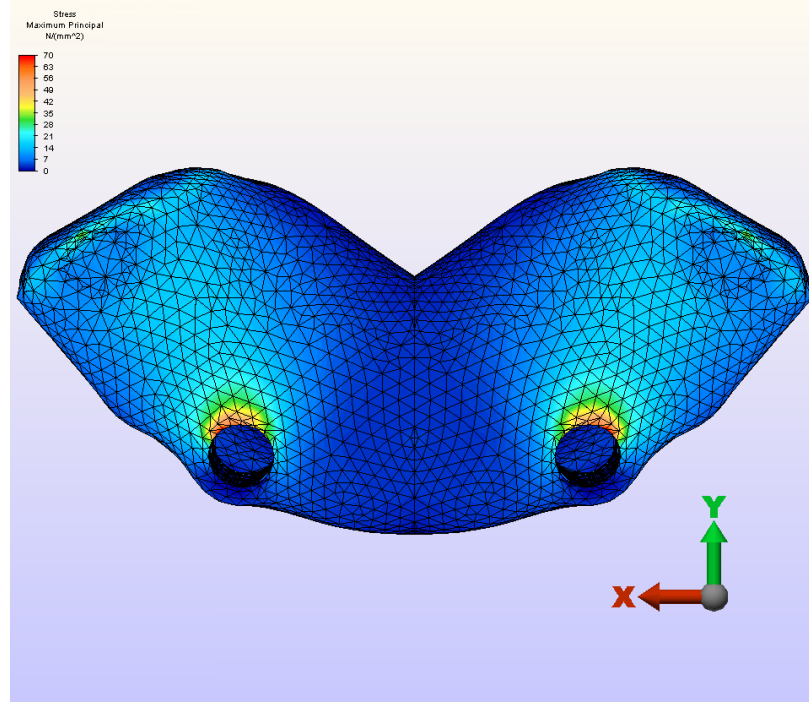


Şekil 4.7. Model 4-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

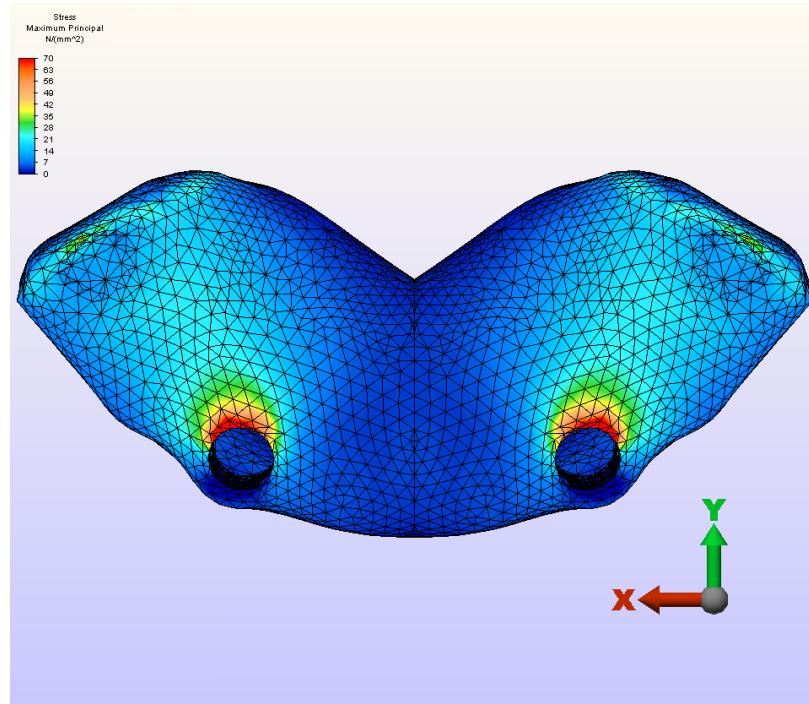


Şekil 4.8. Model 4-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 90,23 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 97,67 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 40,22 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 42,02 Mpa değeri saptanmıştır.

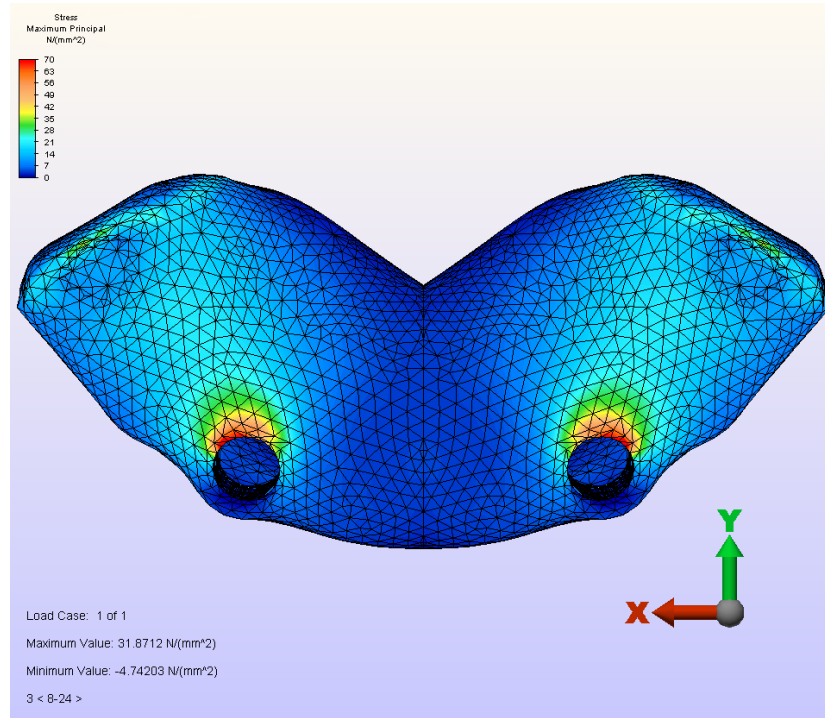


Şekil 4.9. Model 5-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

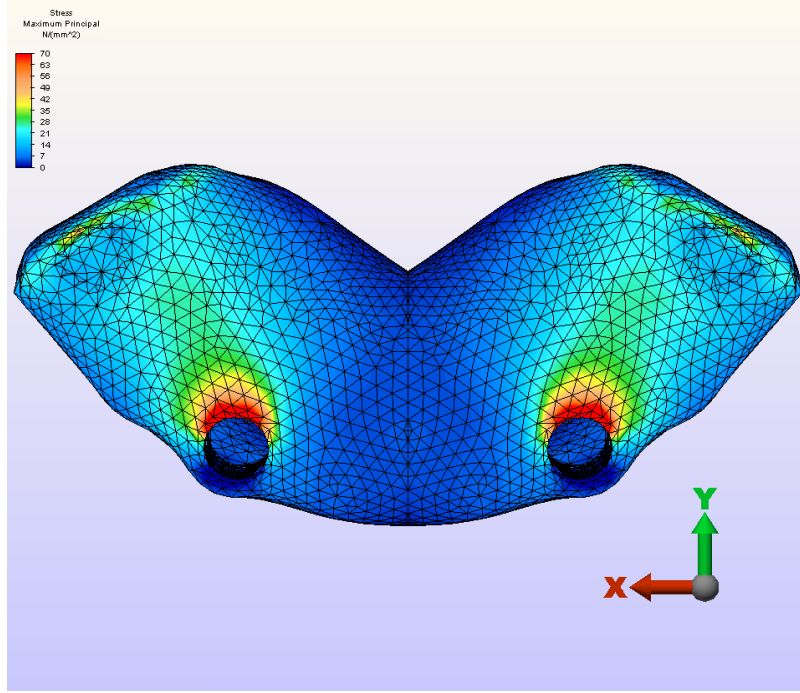


Şekil 4.10. Model 5-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 106,64 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 115,47 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 49,20 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 55,38 Mpa değeri saptanmıştır.



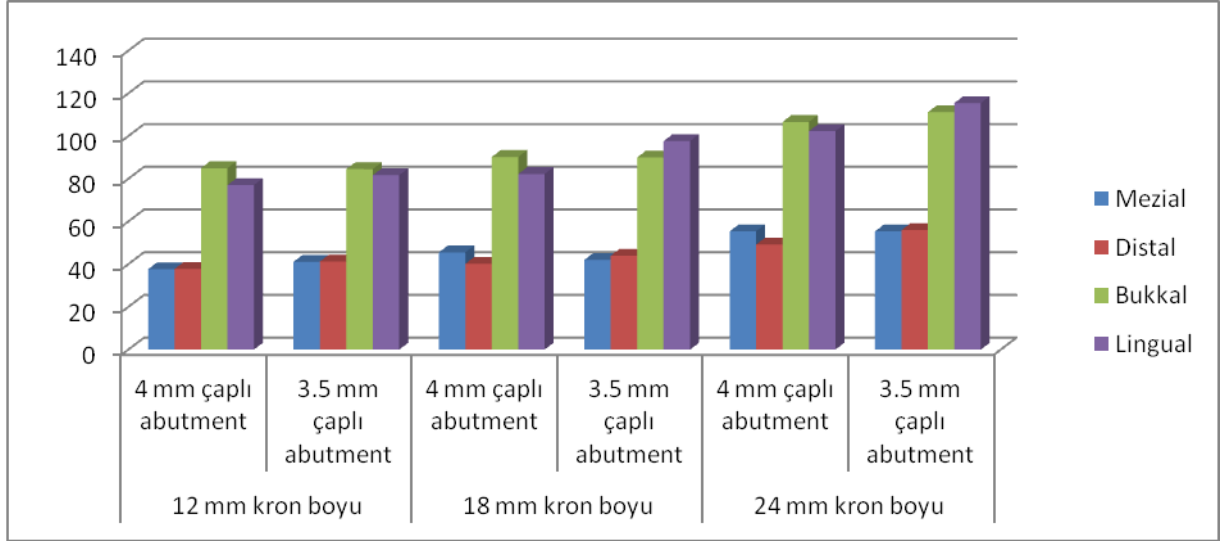
Şekil 4.11. Model 6-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.12. Model 6-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

8 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	37,6702	37,7888	84,9717	77,0344
	3.5 mm çaplı abutment	41,1147	41,2903	84,5442	81,6889
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	45,5534	40,2258	90,2335	82,2404
	3.5 mm çaplı abutment	42,0299	44,0041	90,0126	97,6721
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	55,4098	49,209	106,646	102,3301
	3.5 mm çaplı abutment	55,3822	55,9607	106,2266	115,4798

Tablo 4.3. Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.

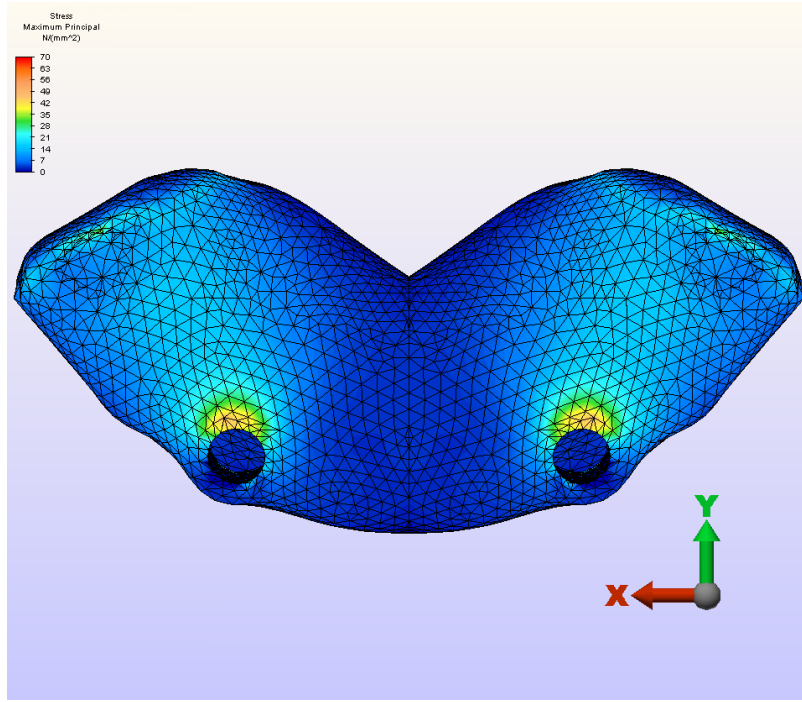


Tablo 4.4. Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

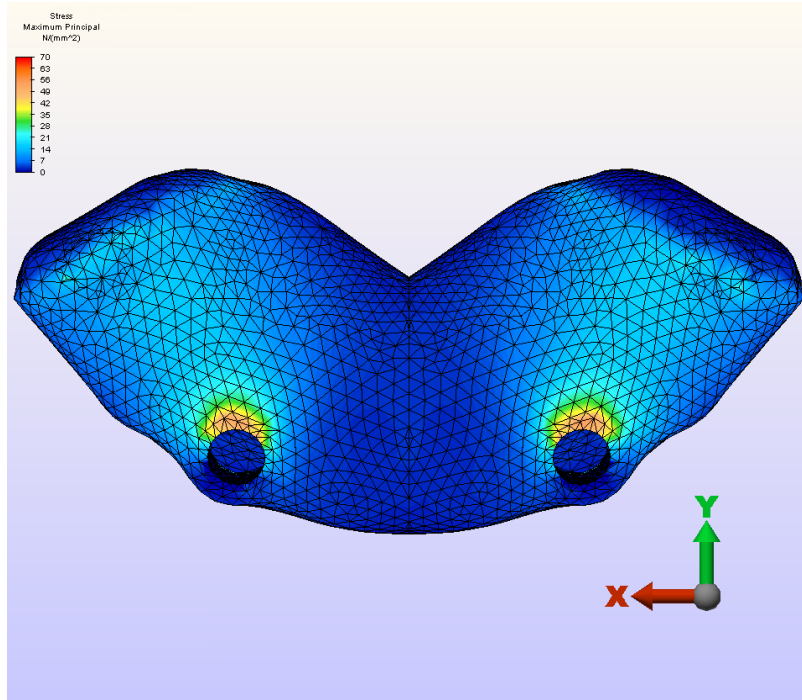
4.1.3. 12 mm'lik implant modelleri (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) maksimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

12 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan maksimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; genel olarak 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellere göre daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 72,31 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 71,47 Mpa değeri saptanmıştır. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri mezial referans noktalarında görülmektedir. Mezial referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 31,04 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 33,67 Mpa değeri saptanmıştır.

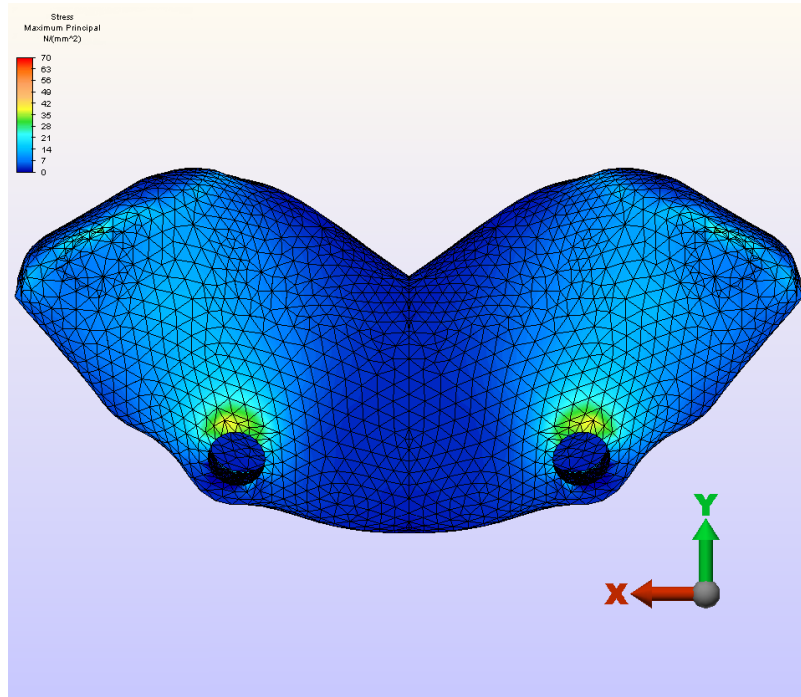


Şekil 4.13. Model 7-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

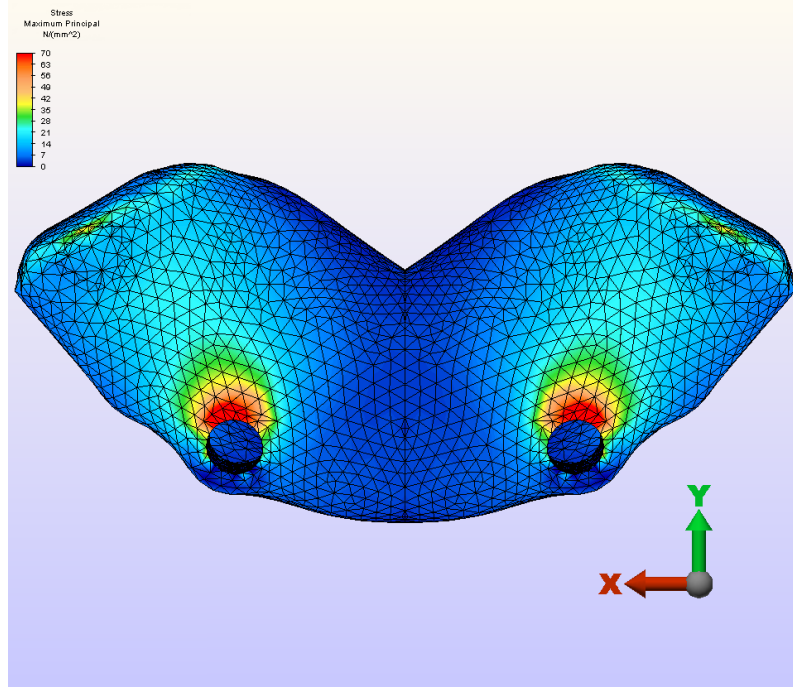


Şekil 4.14. Model 7-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 78,77 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 78,72 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 35,55 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde distal referans noktasında 35,51 Mpa değeri saptanmıştır.

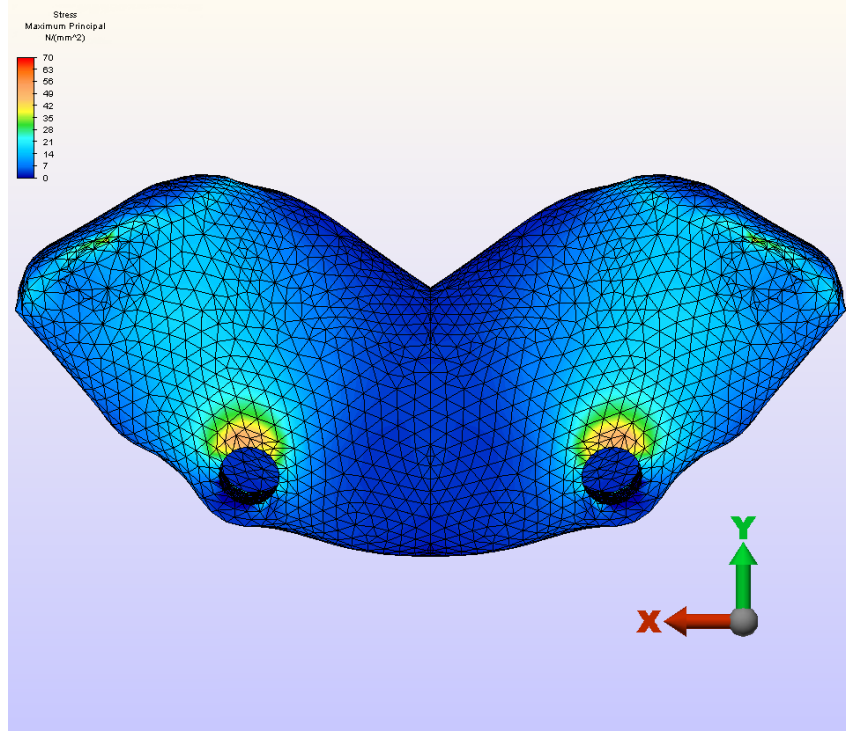


Şekil 4.15. Model 8-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

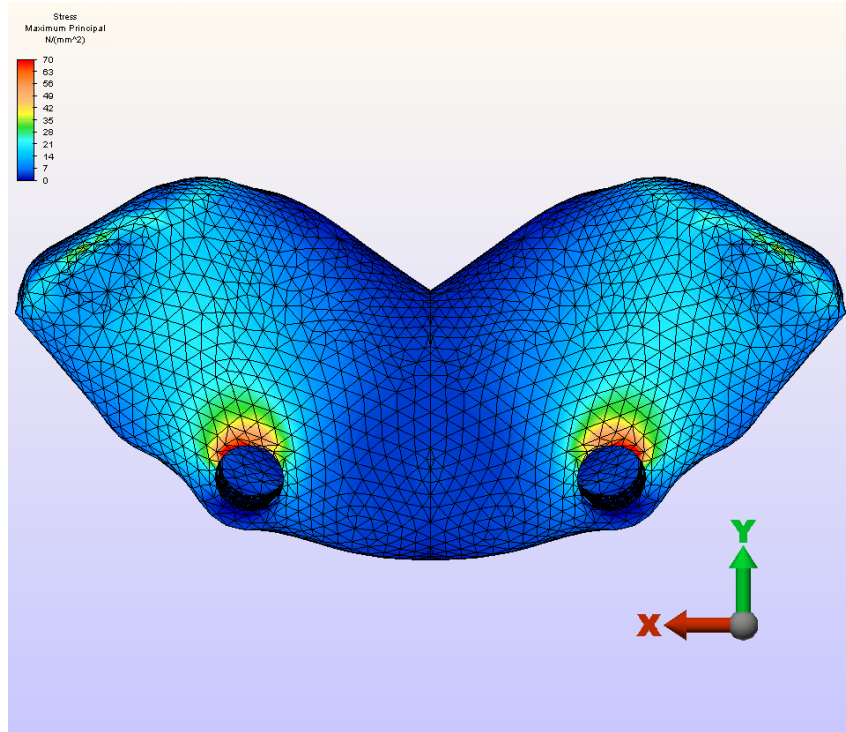


Şekil 4.16. Model 8-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek maksimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 94,06 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında 95,50 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük maksimum pirincipal stres değerleri distal referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için 43,74 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında 47,34 Mpa değeri saptanmıştır.



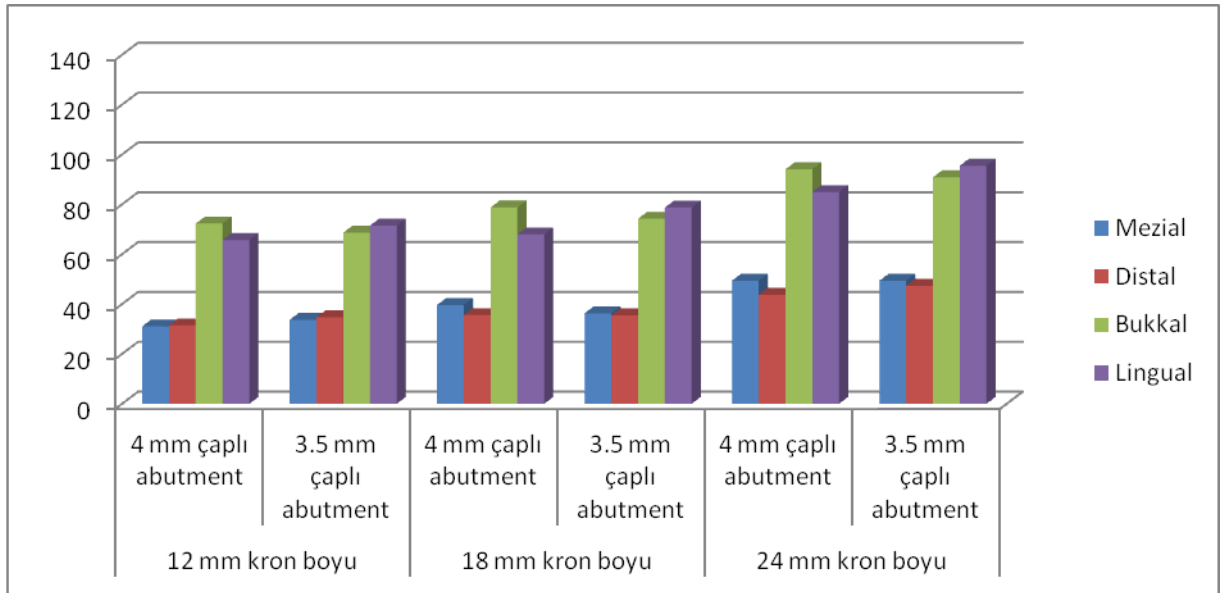
Şekil 4.17. Model 9-a maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.18. Model 9-b maksimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

12 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	31,0402	31,4403	72,3109	65,7103
	3.5 mm çaplı abutment	33,673	34,7251	68,6499	71,4778
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	39,6315	35,5596	78,7739	67,9306
	3.5 mm çaplı abutment	36,2718	35,5113	74,2604	78,7237
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	49,3701	43,7468	94,0618	84,934
	3.5 mm çaplı abutment	49,3456	47,3427	90,8722	95,5018

Tablo 4.5. Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerleri.



Tablo 4.6. Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki maksimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

Maksimum pirincipal stres değerleri açısından dağılıma bakıldığında implant boyunun artmasıyla birlikte stres değerlerinde azalma görülmektedir. En yüksek stres değerleri kron boyu/implant oranının 4 olduğu 6 mm lik implant 24 mm kron boyuna sahip modelde 3.5mm çapa sahip abutment modelinin kullanıldığı durumda lingual

referans noktasında 126,34 Mpa olarak görülmektedir. En düşük maksimum pirincipal stresler ise kron boyu/implant boyu oranının 1 olduğu 12 mm lik implant 12 mm kron boyuna sahip modelde görülmektedir. Bu model içerisinde oluşan en büyük maksimum pirincipal stres değerleri ise 4 mm abument çapına sahip modelde bukkal bölgede 72,31 Mpa olarak görülürken aynı modelde 3,5 mm abutment çapı kullanıldığında lingual referans noktasında 71,47 Mpa olarak gözlenmiştir.

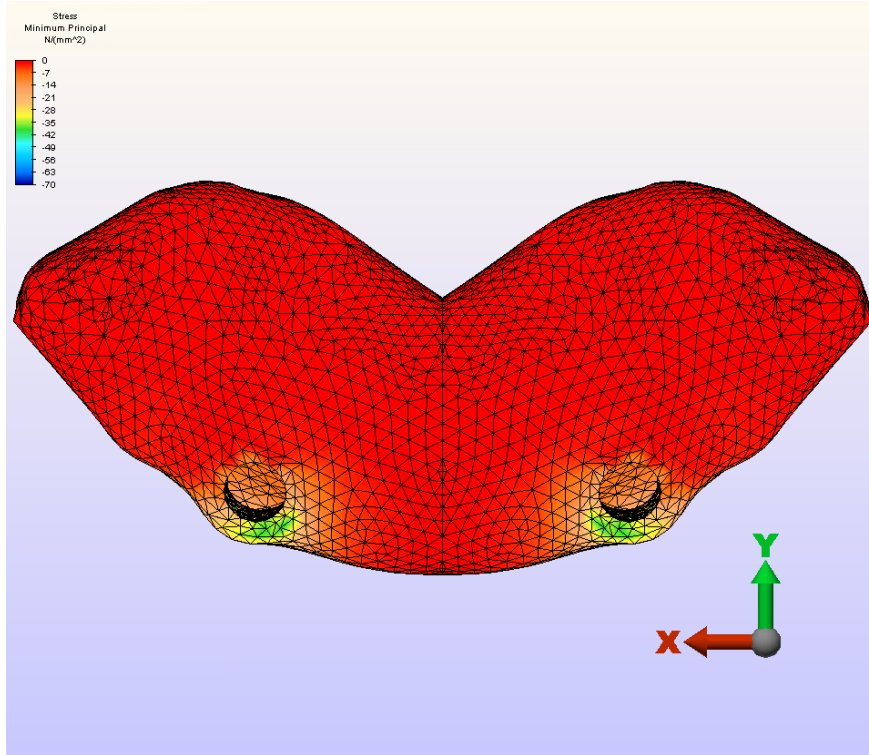
Bütün bu verilere bakıldığında kron boyunun artışı maksimum pirincipal stres değerlerinde artmaya, implant boyunun artması streslerde azalmaya sebebiyet vermektedir. Genel olarak bakıldığında bazı değerler hariç abutment çapının daha küçük olarak seçildiği durumlarda kortikal kemik seviyesinde oluşan maksimum pirincipal stres değerlerinde artma görülmektedir.

4.2. Kemik içerisinde oluşan minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

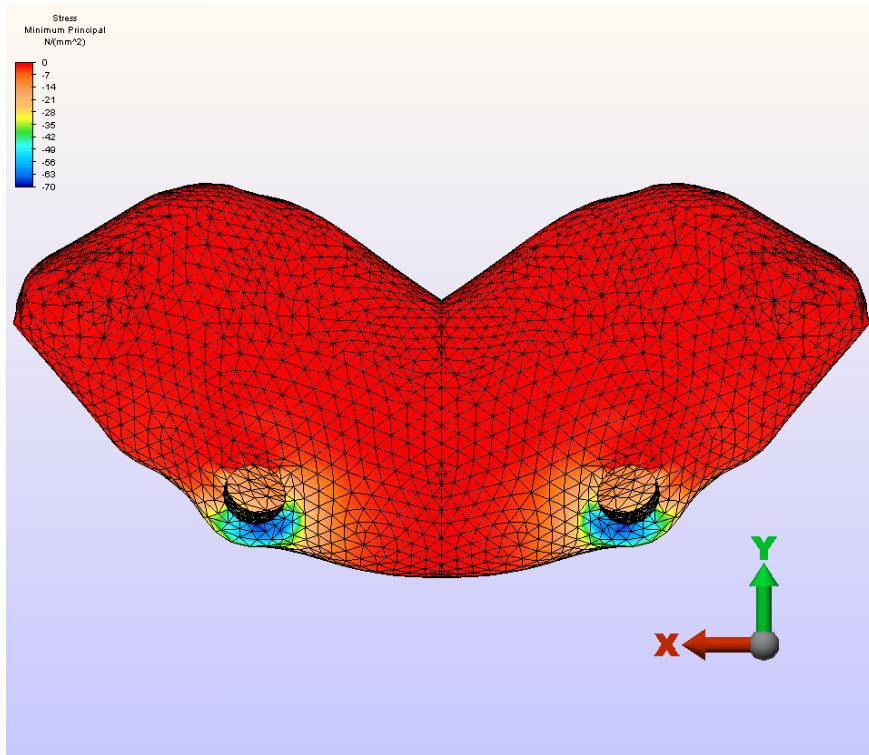
4.2.1. 6 mm'lik implant modelleri (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

6 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan minimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellerden daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal referans noktasında görülmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -97,53 Mpa, -105,11 Mpa olarak gözlenmektedir. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal referans noktasında görülmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -43,17 Mpa, -48,47 Mpa olarak gözlenmektedir.

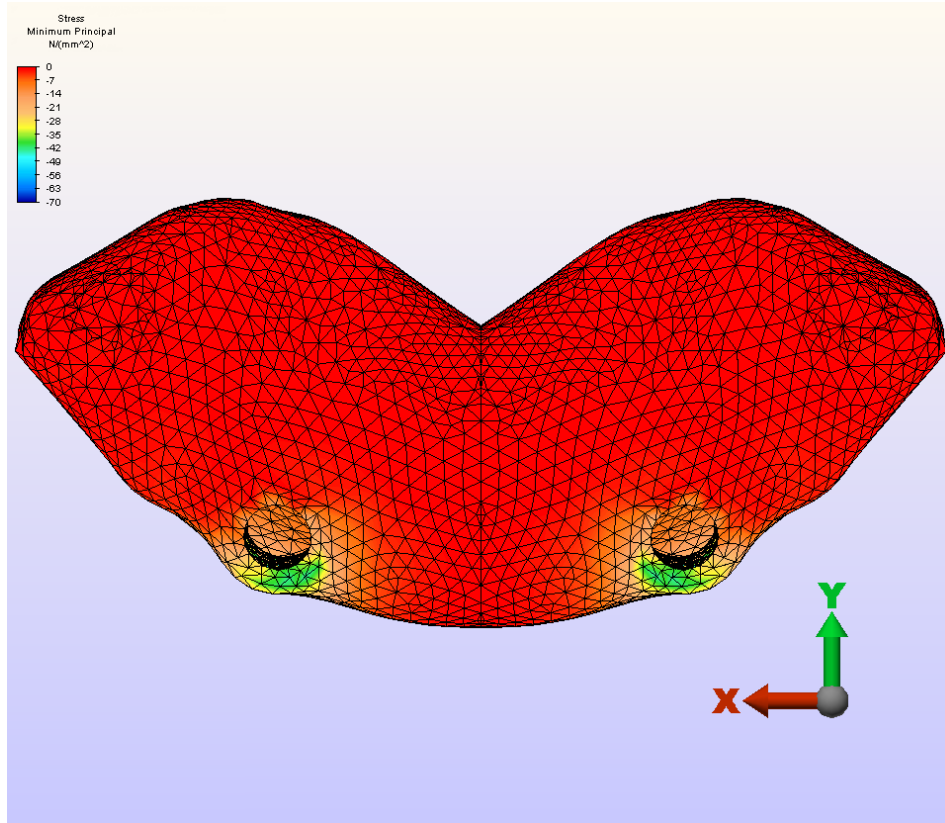


Şekil 4.19 Model 1-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

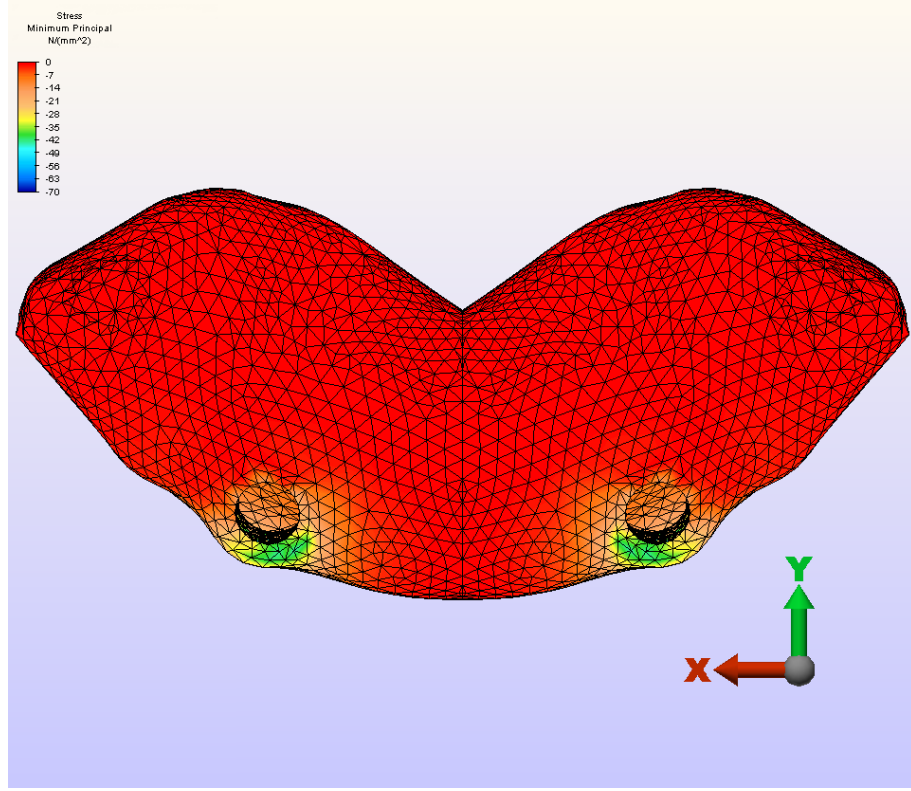


Şekil 4.20. Model 1-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -106,63 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -110,43 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -46,74 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında -48,02 Mpa değeri saptanmıştır.

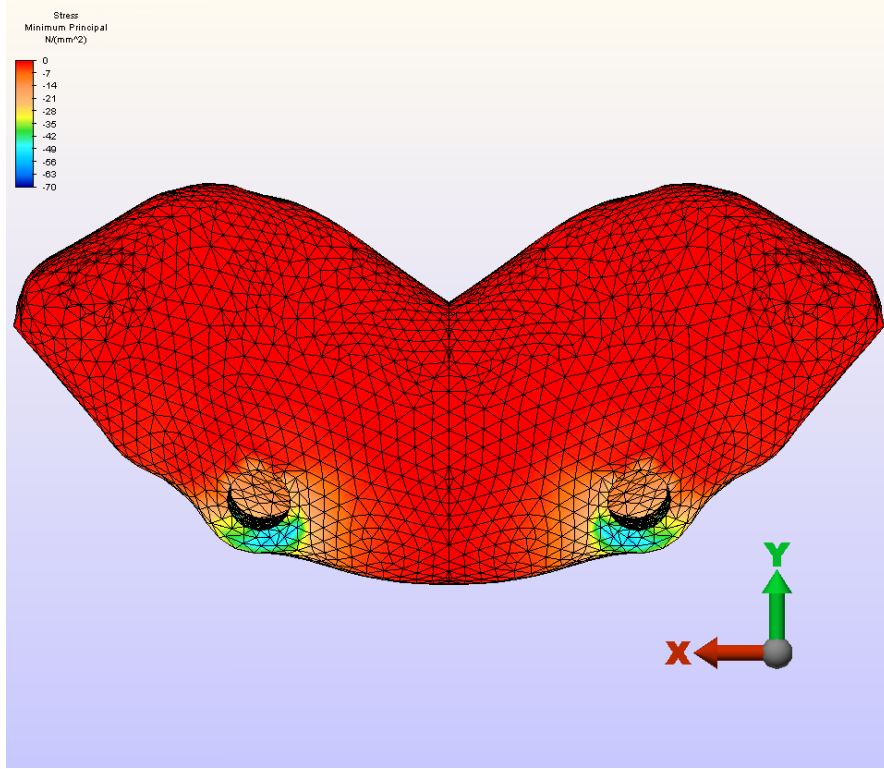


şekil 4.21. Model 2-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

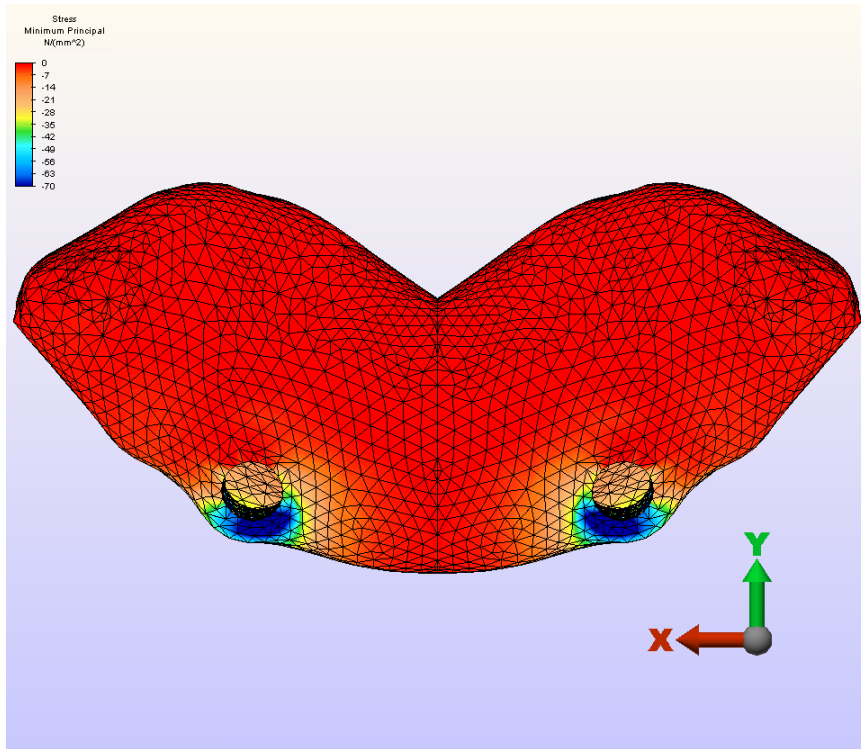


Şekil 4.22. Model 2-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -120,43 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -143,14 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -53,03 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında -60,14 Mpa değeri saptanmıştır.



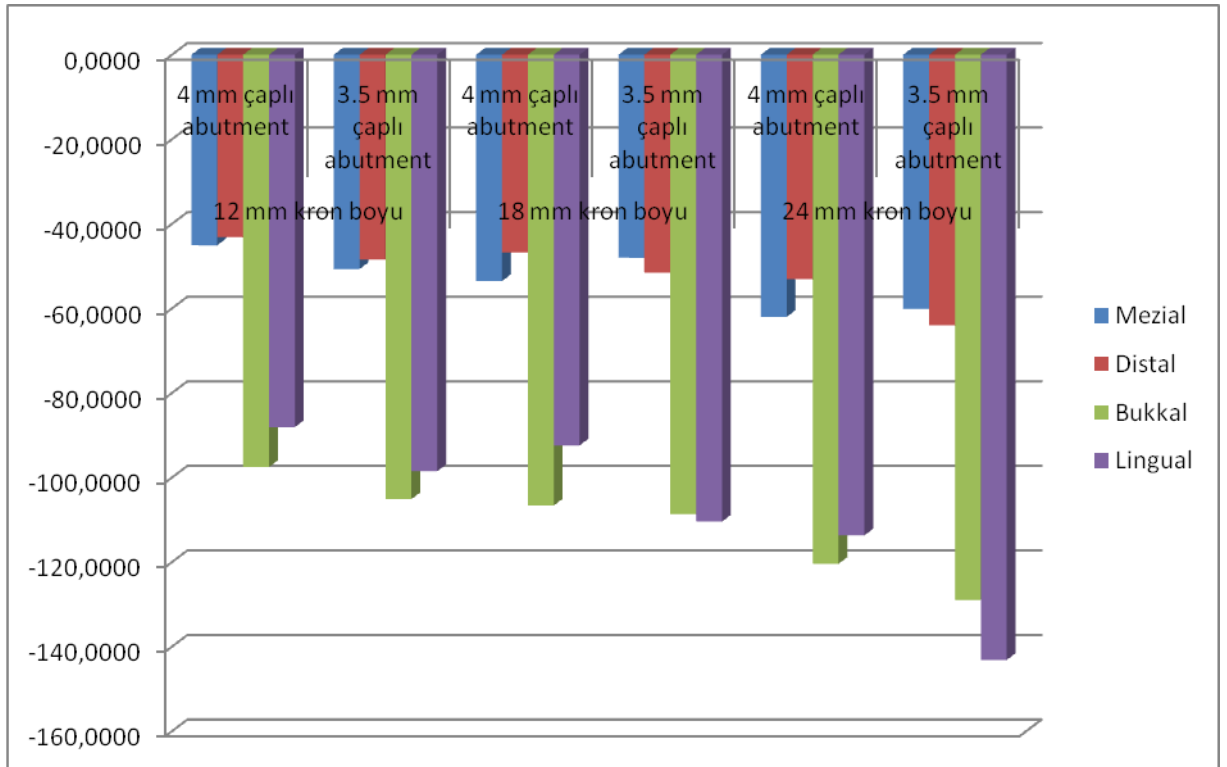
Şekil 4.23. Model 3-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.24. Model 3-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları

6 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-45,0712	-43,1701	-97,5304	-88,0746
	3.5 mm çaplı abutment	-50,6887	-48,4731	105,1191	-98,5152
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-53,5592	-46,7455	106,6311	-92,4040
	3.5 mm çaplı abutment	-48,0278	-51,5726	108,6392	110,4384
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-62,0172	-53,0370	120,4317	113,7001
	3.5 mm çaplı abutment	-60,1469	-63,9973	129,0183	143,1495

Tablo 4.7. Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.

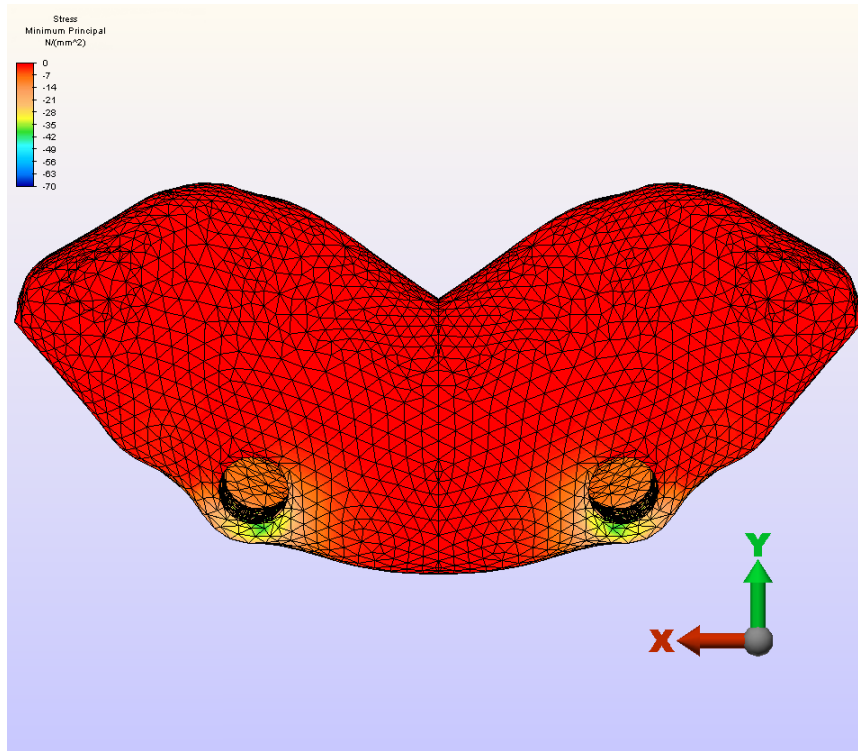


Tablo 4.8. Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

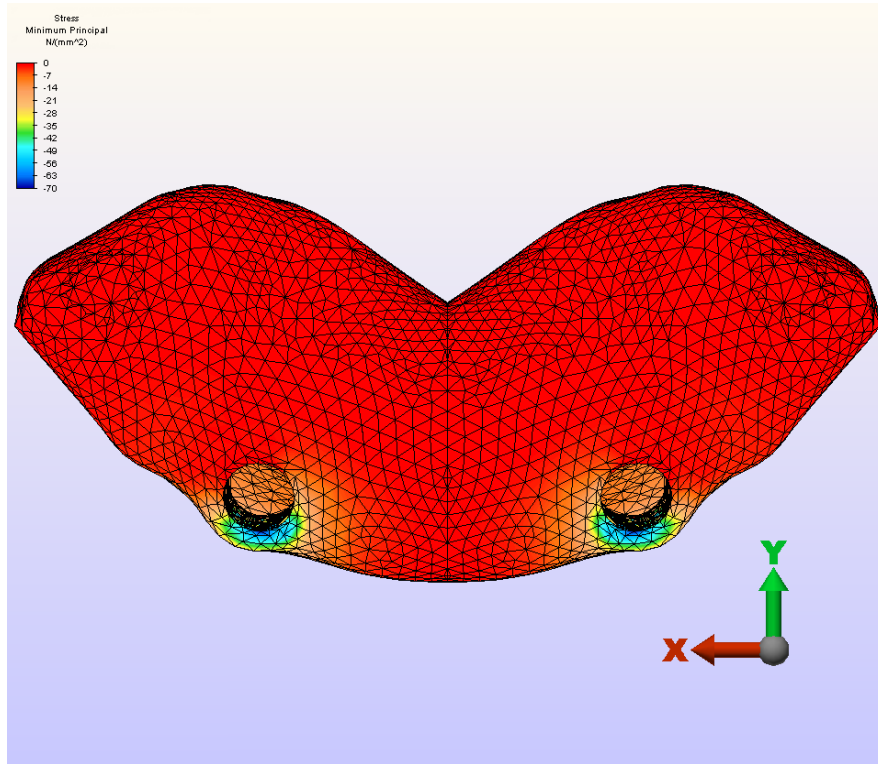
4.2.2. 8 mm'lik implant modelleri (Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

8 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan minimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellerden daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal referans noktasında görölmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -92,36 Mpa, -89,19 Mpa olarak gözlenmektedir. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktasında görölmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değeri 4 mm çaplı abutment için -40,77 Mpa olarak görölürken ve mezial referans noktasında 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -45,43 Mpa olarak gözlenmektedir.

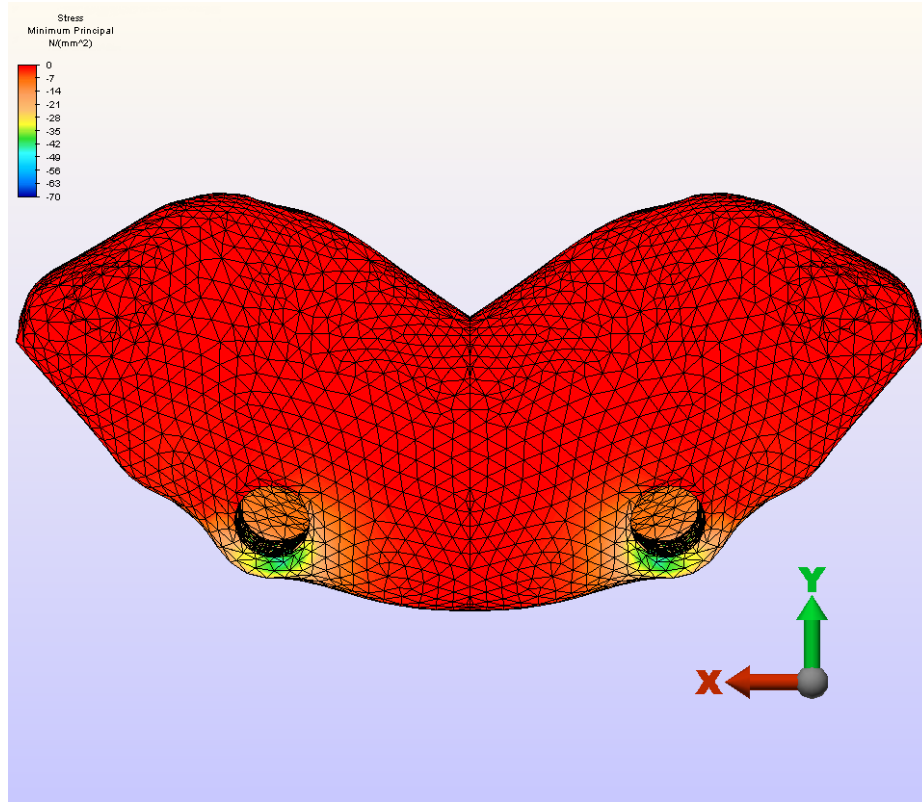


Şekil 4.25. Model 4-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

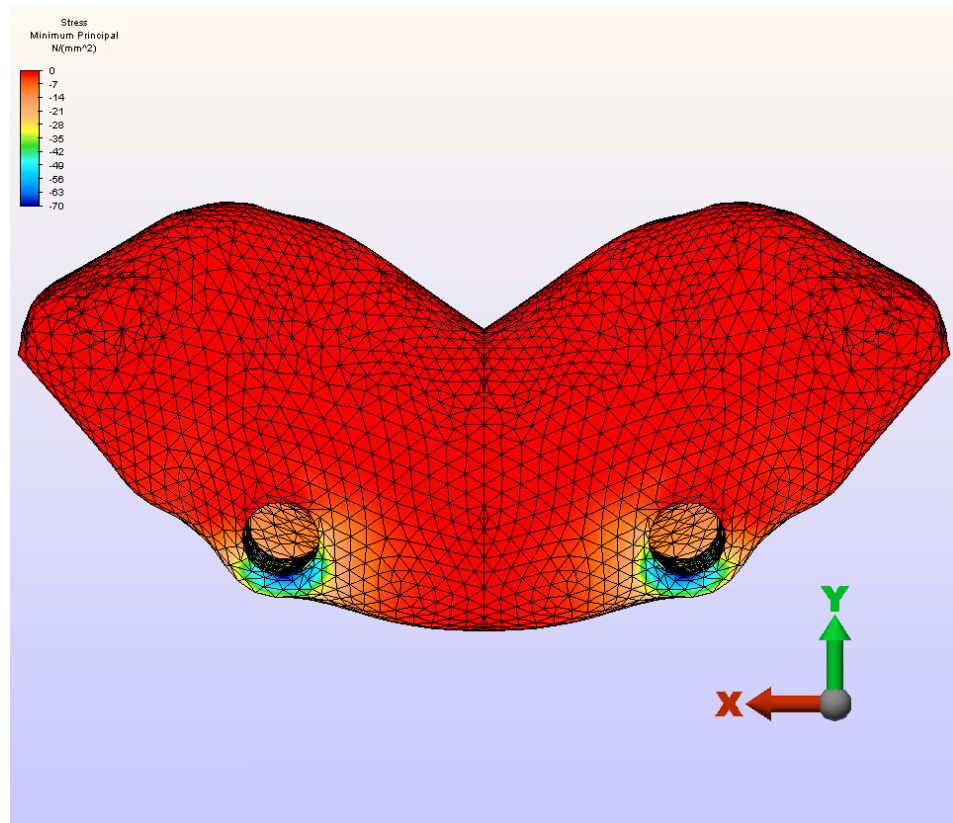


Şekil 4.26. Model 4-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -98,35 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -111,63 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -44,69 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında -45,77 Mpa değeri saptanmıştır.

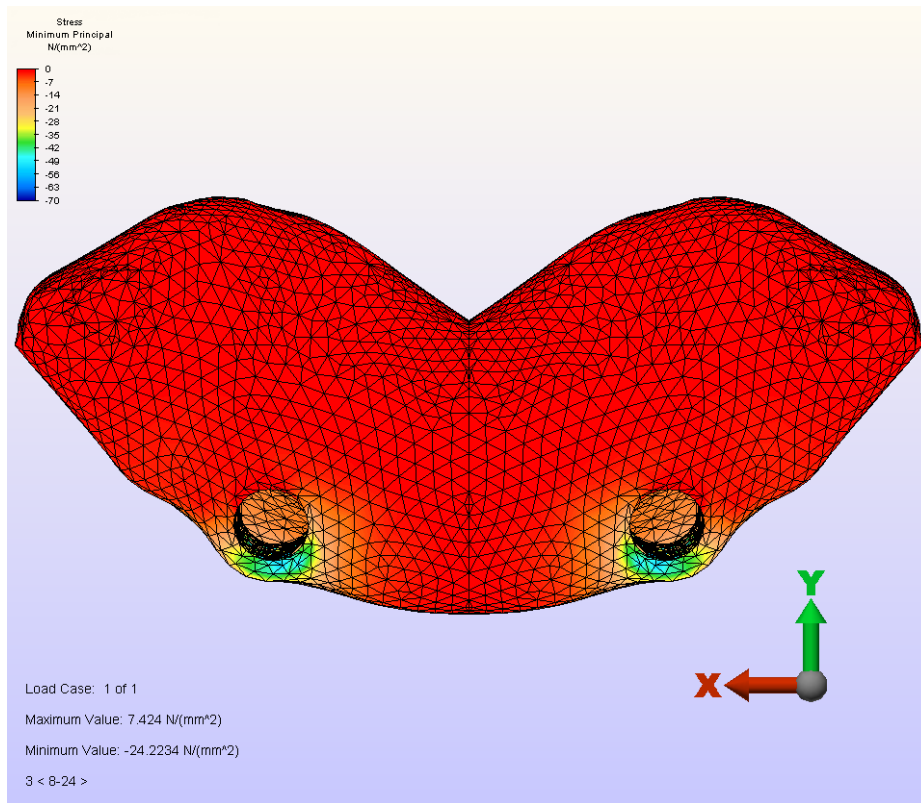


Şekil 4.27. Model 5-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

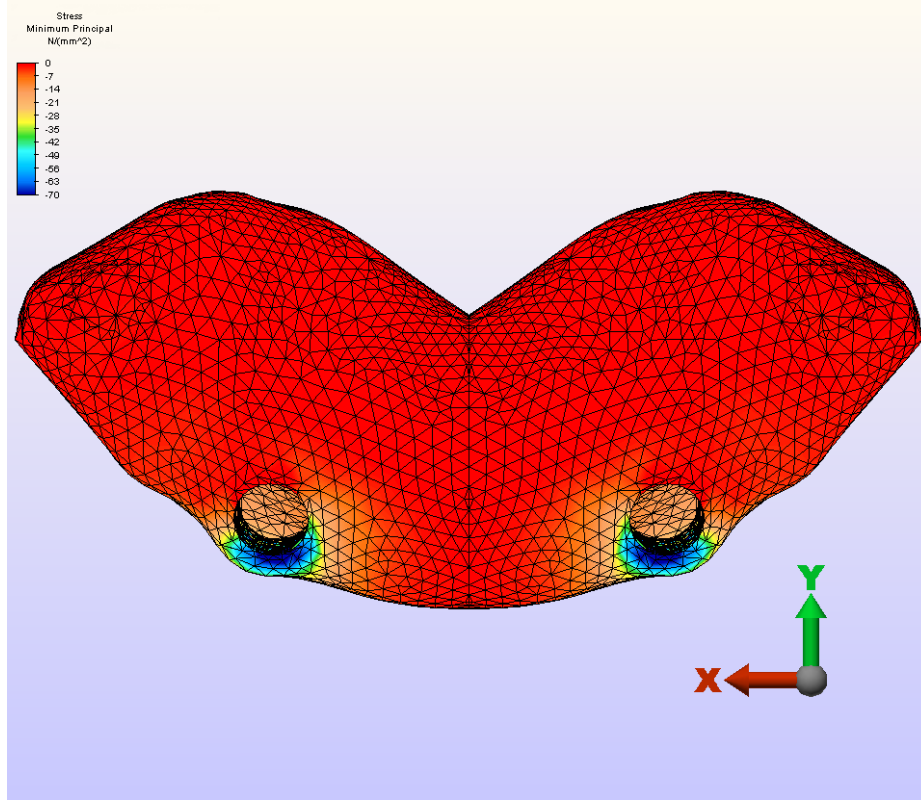


Şekil 4.28. Model 5-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -119,33 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -125,06 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -55,70 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında -59,03 Mpa değeri saptanmıştır.



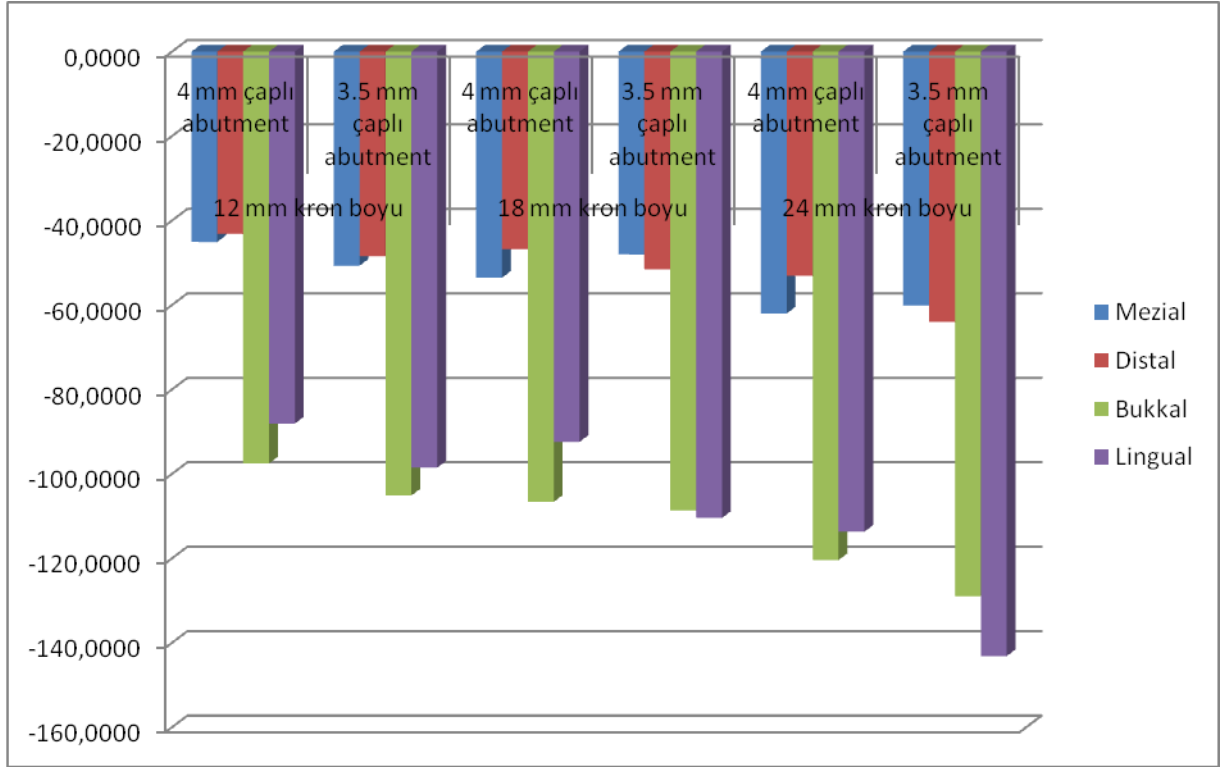
Şekil 4.29. Model 6-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.30. Model 6-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

8 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-41,8893	-40,7741	-92,3642	-85,2771
	3.5 mm çaplı abutment	-45,4317	-46,4929	-89,1941	-88,1423
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-50,5643	-44,6909	-98,3545	-88,4907
	3.5 mm çaplı abutment	-45,7706	-50,3407	-96,2235	111,6392
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-61,0062	-55,7046	119,3369	116,4517
	3.5 mm çaplı abutment	-59,0374	-59,0374	117,4553	125,0646

Tablo 4.9. Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.



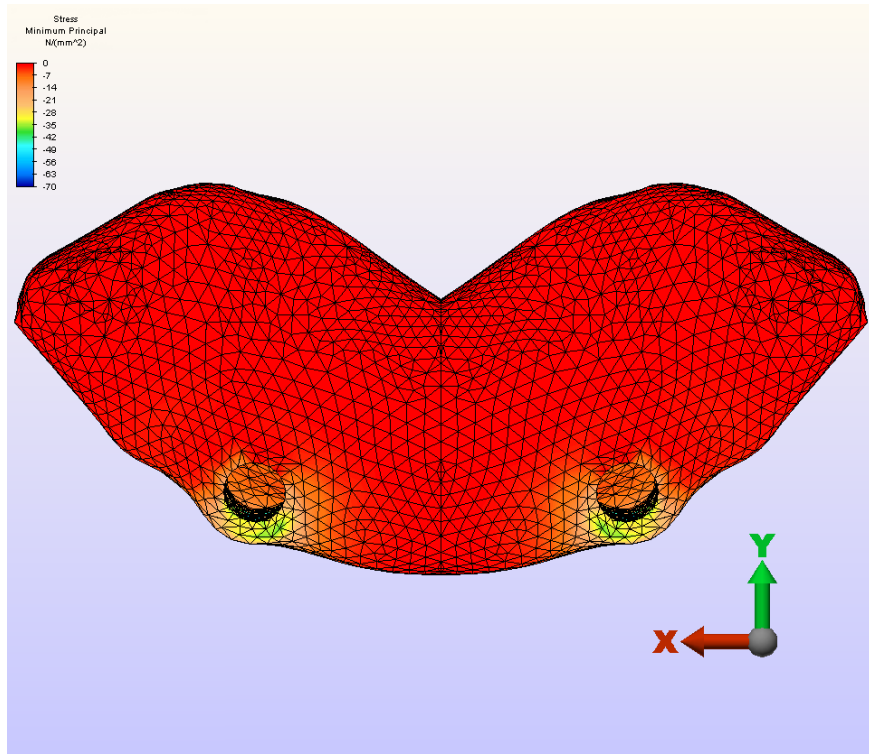
Tablo 4.10. Model 4-a, 4-b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

4.2.3. 12 mm'lik implant modelleri (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) minimum pirincipal stres değerleri ve dağılımı:

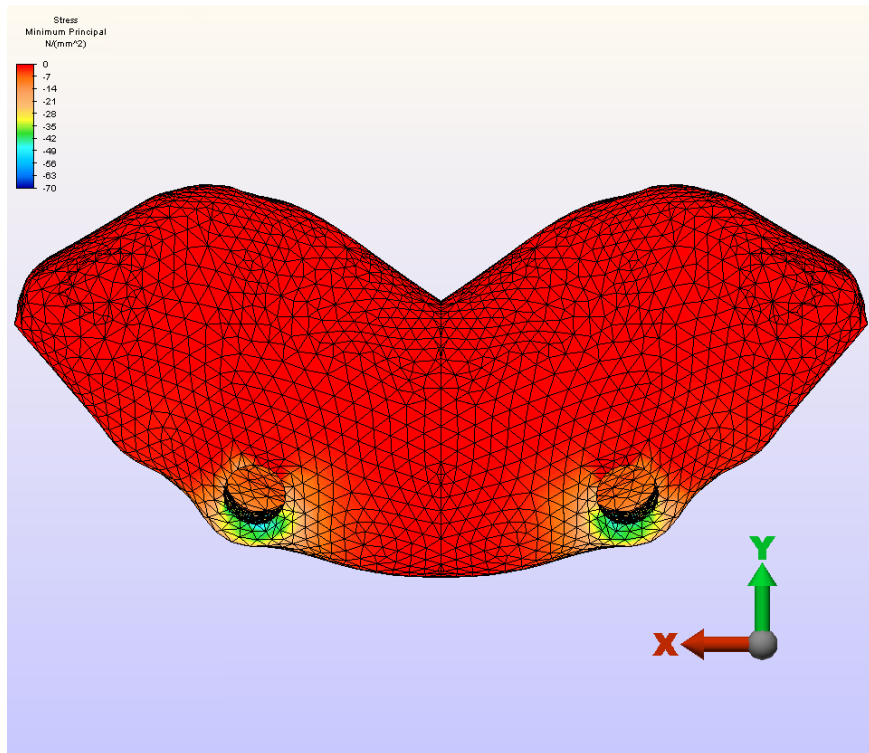
12 mm implant kullanılan modellerde kron boyu arttıkça kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşan minimum pirincipal stres değerlerinde artış gözlenmektedir. Aynı kron boyu kullanıldığında ise kortikal kemik üst seviyesinde alınan referans noktalarında; genel olarak 3.5 mm abutment çapına sahip modellerde, 4 mm abutment çapına sahip modellerden daha yüksek stresler oluşmaktadır.

12 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal referans noktasında görülmektedir. Bu referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -80,19 Mpa, -78,19 Mpa olarak gözlenmektedir. 12 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktasında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değeri 4 mm çaplı

abutment için -33,51 Mpa olarak görülürken ve mezial referans noktasında 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde sırasıyla -36,29 Mpa olarak gözlenmektedir.

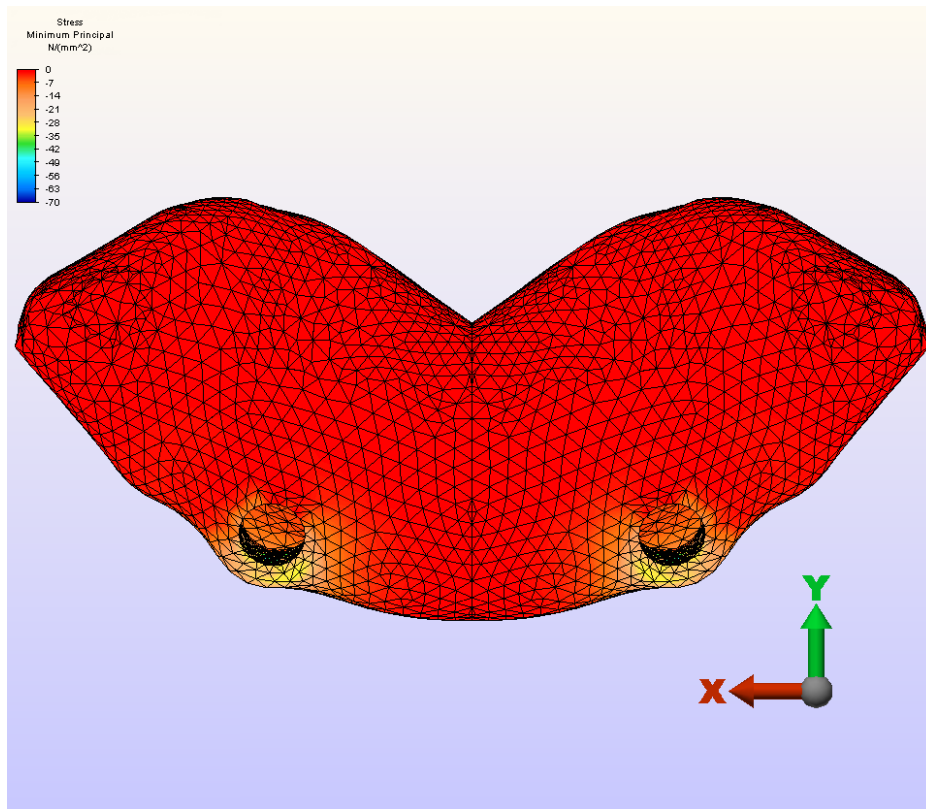


Şekil 4.31. Model 7-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

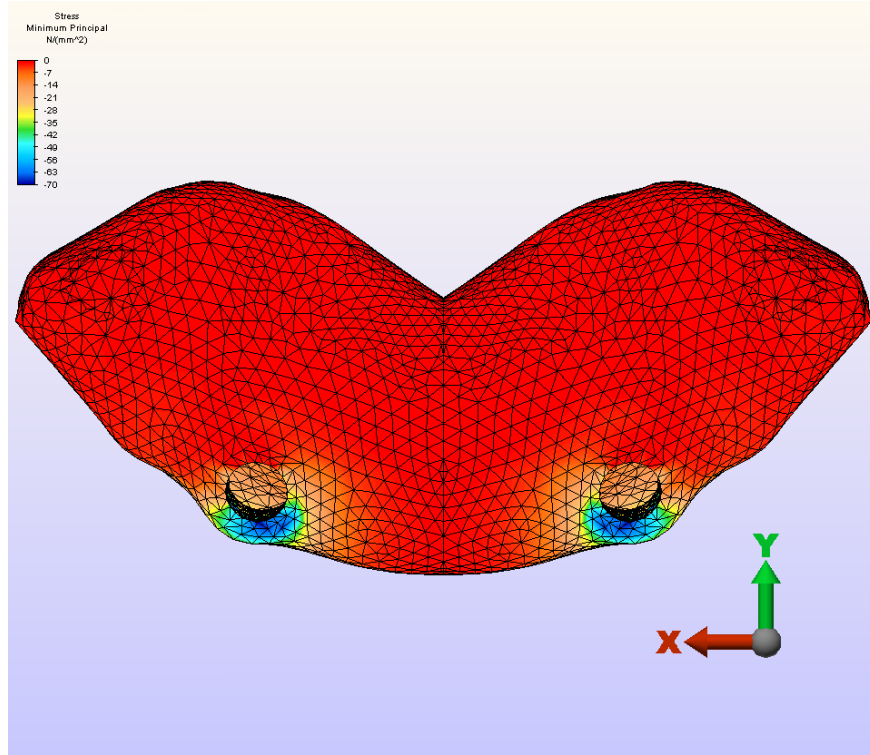


Şekil 4.32. Model 7-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

18 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değerleri bukkal ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukkal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -88,85 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -85,25 Mpa değeri saptanmıştır. 18 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değerleri distal ve mezial referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değerleri 4 mm çaplı abutment için -38,51 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde mezial referans noktasında -40,40 Mpa değeri saptanmıştır.

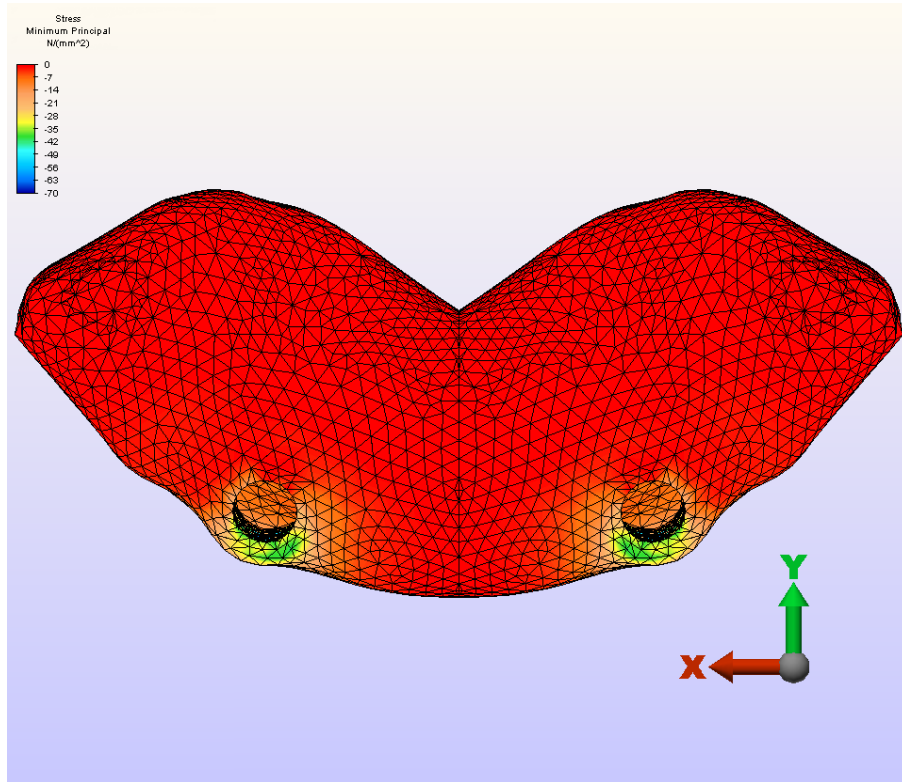


Şekil 4.33. Model 8-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

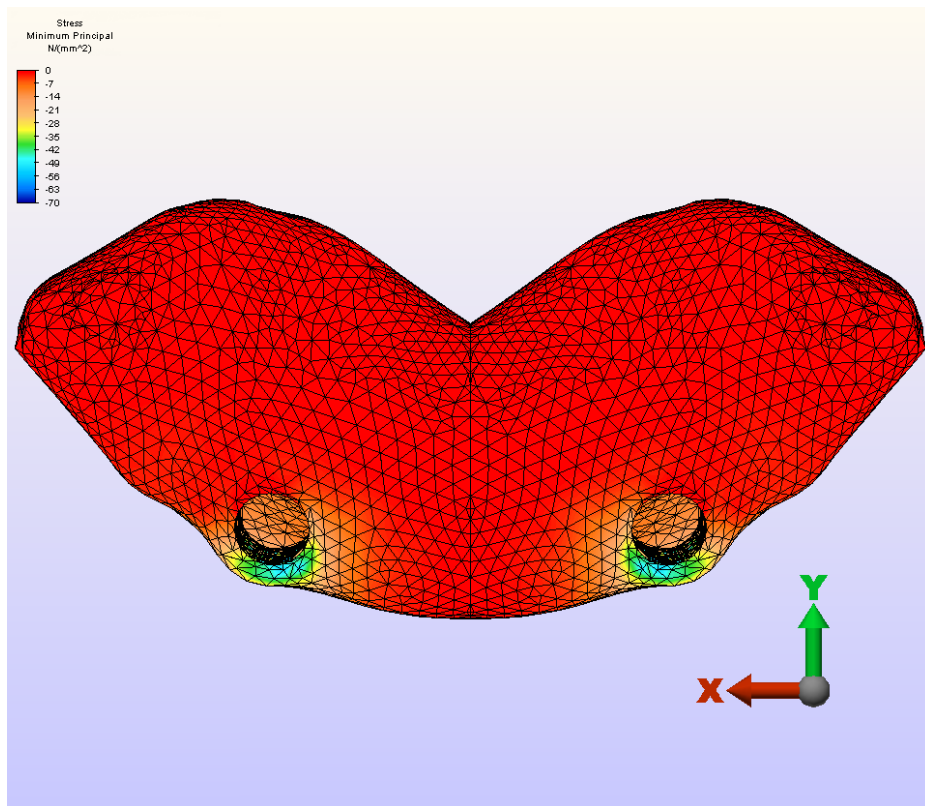


Şekil 4.34. Model 8-b minimum pirincipal stres değeri ve dağılımları.

24 mm kron boyuna sahip modellerde en yüksek minimum pirincipal stres değeri bukka ve lingual referans noktalarında görülmektedir. Bukka referans noktasında oluşan stres değeri 4 mm çaplı abutment için -106,85 Mpa olarak bulunurken ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modellerde lingual referans noktasında -108,68 Mpa değeri saptanmıştır. 24 mm kron boyuna sahip modellerde en düşük minimum pirincipal stres değeri distal referans noktalarında görülmektedir. Distal referans noktasında oluşan stres değeri 4 mm çaplı abutment ve 3.5 mm çaplı abutment kullanılan modeller için sırasıyla - 49,34, -52,12 Mpa olarak görülmektedir.



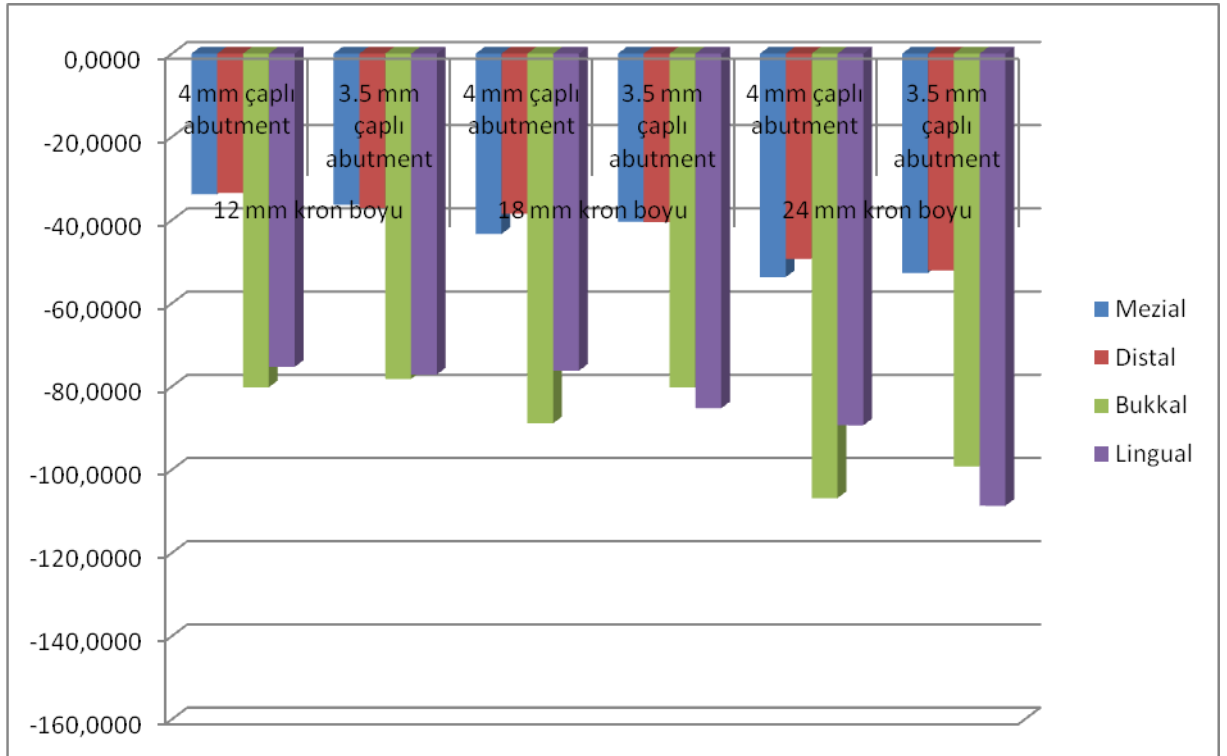
Şekil 4.35. Model 9-a minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.36. Model 9-b minimum pirincipal stres değer ve dağılımları.

12 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-33,8028	-33,5154	-80,1928	-75,3040
	3.5 mm çaplı abutment	-36,2995	-37,1211	-78,1922	-77,1245
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-43,3569	-38,5110	-88,8570	-76,2181
	3.5 mm çaplı abutment	-40,4068	-40,4829	-80,2012	-85,2578
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	-53,7147	-49,3464	106,8542	-89,3506
	3.5 mm çaplı abutment	-52,7504	-52,1243	-99,2324	108,6810

Tablo 4.11. Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, -b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerleri.



Tablo 4.12. Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b için kemik içerisinde belirlenen referans noktalarındaki minimum pirincipal stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren.

Minimum pirincipal stres değerleri açısından dağılıma bakıldığında implant boyunun artmasıyla birlikte stres değerlerinde azalma görülmektedir. En yüksek stres değerleri kron boyu/implant oranının 3 olduğu 6 mm lik implant 24 mm kron boyuna sahip modelde 3.5mm çapa sahip abutment modelinin kullanıldığı durumda lingual referans noktasında -143, 14 Mpa olarak görülmektedir. En düşük minimum pirincipal stresler ise kron boyu/implant boyu oranının 1 olduğu 12 mm lik implant 12 mm kron boyuna sahip modelde görülmektedir. Bu model içerisinde oluşan en büyük minimum pirincipal stres değerleri ise 4 mm abument çapına sahip modelde bukkal bölgede - 80,19 Mpa olarak grlrken aynı modelde 3,5 mm abutment çapı kullanıldığında bukkal referans noktasında -78,19 Mpa olarak gözlenmiştir.

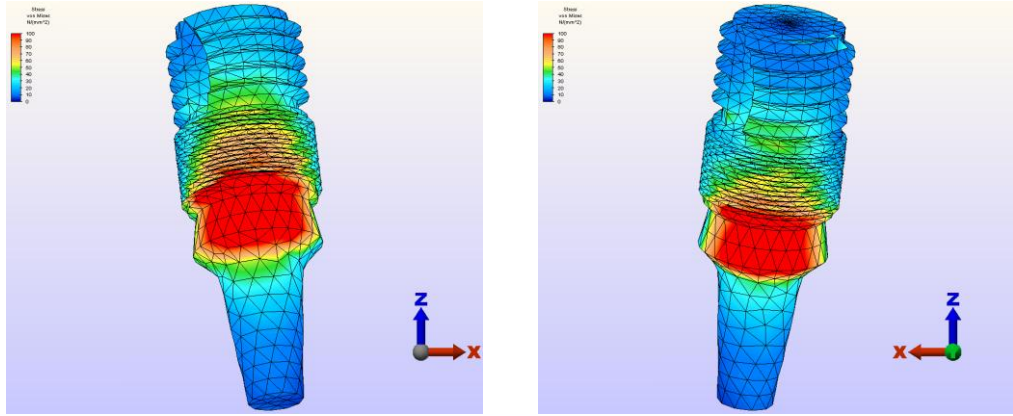
Bütün bu verilere bakıldığında kron boyunun artışı minimum pirincipal stres değerlerinde artmaya, implant boyunun artması streslerde azalmaya sebebiyet vermektedir. Genel olarak bakıldığında bazı değerler hariç abutment çapının daha küçük olarak seçildiği durumlarda kortikal kemik seviyesinde oluşan minimum pirincipal stres değerlerinde artma görülmektedir.

4.3. ştyapı içerisinde oluşan Von mises stres değerleri ve dağılımı

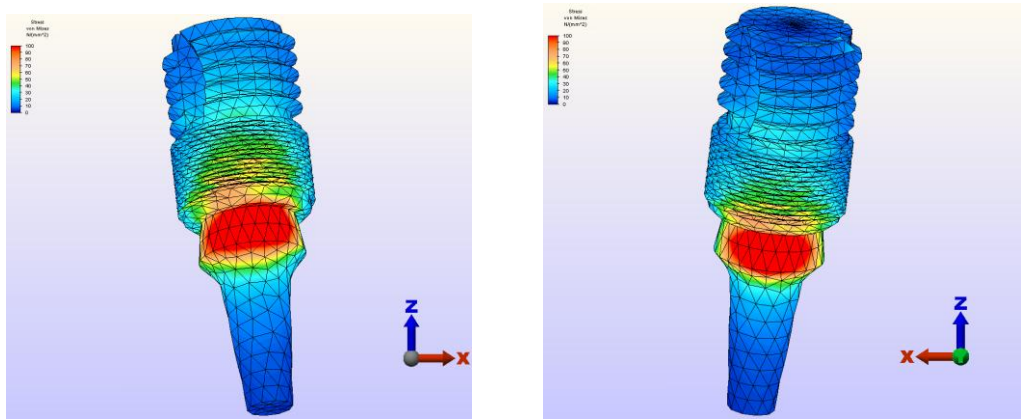
ştyapı içerisinde oluşan Von mises stres değerlerine bakıldığında; implant boyunun artması ile birlikte stres değerlerinde azalma görülmektedir. 3.5 mm çapında abutment kullanılan modellerde, 4 mm çapında abutment kullanılan modellere göre stres değerlerinde artma görülmektedir. Kron boyunun artması durumunda ştyapı içerisinde oluşan Von mises stres değerlerinde artma görülmektedir.

6 mm implant boyuna sahip modellere bakıldığında stresin özellikle abutment implant bölgesinde abutment boynunda yoğunlaştığı görülmektedir. Kron boyu arttıķa abutment içerisinde oluşan stres değerlerinde artma meydana gelmektedir. 3.5 mm çaplı abutment kullanımı, 4 mm abutment çapı kullanımına göre abutment içerisinde daha yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmaktadır.

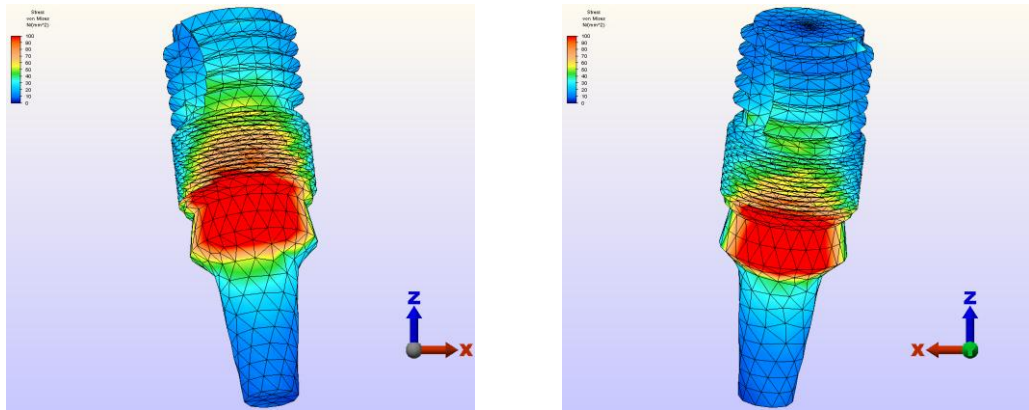
6 mm implant boyuna sahip modellerde ştyapı içerisinde oluşan en yüksek Von mises stres değerleri 3.5 mm abutment çapı ve 24 mm kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde, bukkal referans noktasında 307,36 Mpa olarak ölçülmüştür. En düşük Von mises stres değerleri ise 4 mm abutment çapı ve 12 mm kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde distal referans noktasında 71,41 Mpa olarak ölçülmüştür.



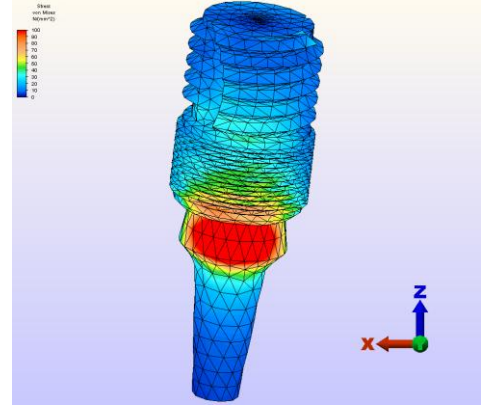
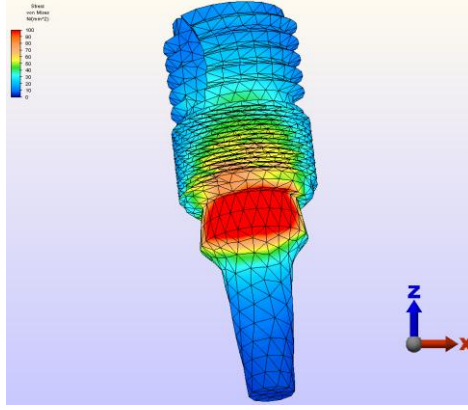
Şekil 4.37. Model 1-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



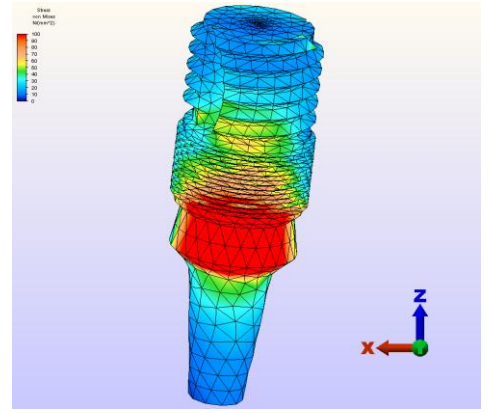
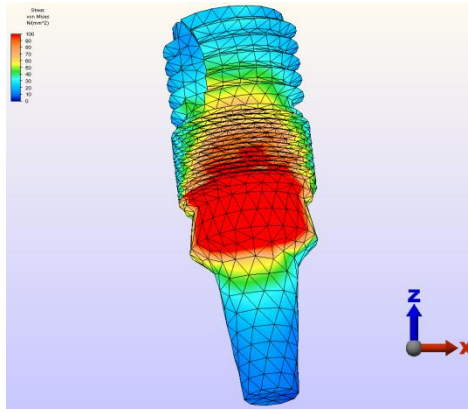
Şekil 4.38. Model 1-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



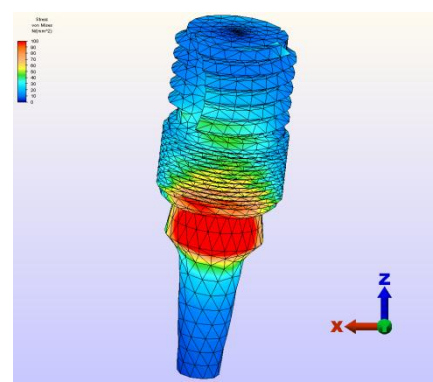
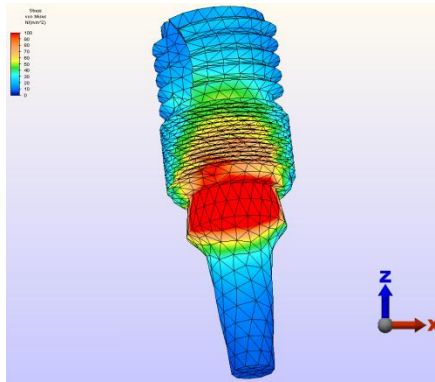
Şekil 4.39. Model 2-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.40. Model 2-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



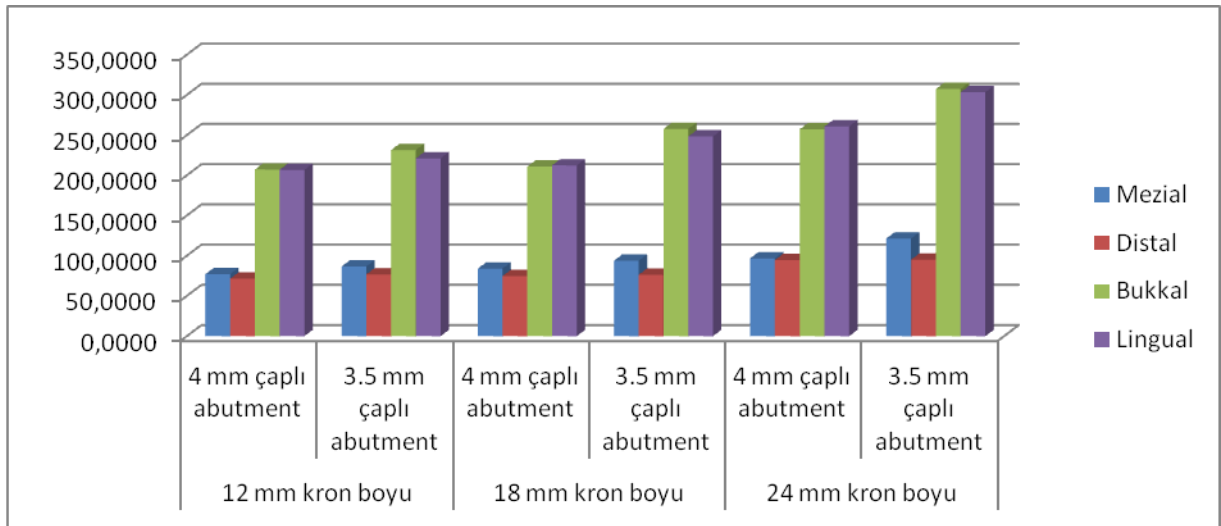
Şekil 4.41. Model 3-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.42. Model 3-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.

6 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	77,1050	71,4180	207,2341	206,8253
	3.5 mm çaplı abutment	86,5846	76,8292	231,4694	221,1499
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	83,9962	74,7173	210,9054	212,4211
	3.5 mm çaplı abutment	93,8133	76,3857	257,6540	248,3182
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	96,8136	94,5797	257,2765	260,7836
	3.5 mm çaplı abutment	121,5075	95,0989	307,3690	303,4105

Tablo 4.13. 6 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.

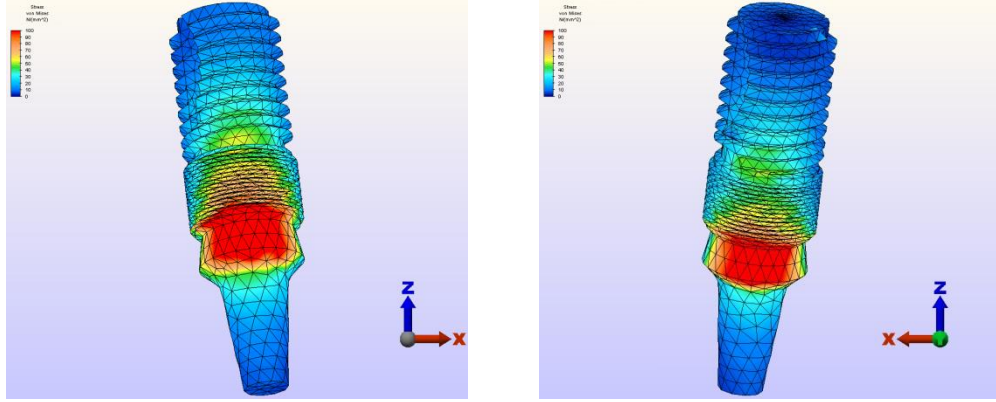


Tablo 4.14. 6 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 1-a, 1-b, 2-a, 2-b, 3-a, 3-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

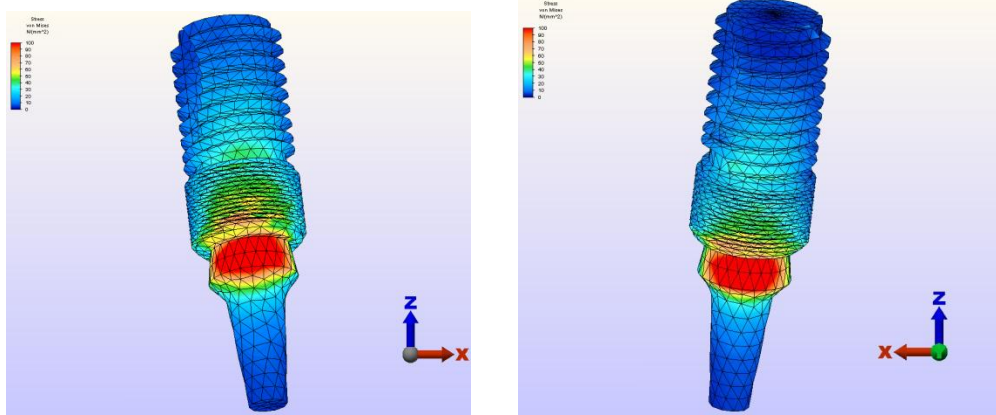
8 mm implant boyuna sahip modellere bakıldığında stresin özellikle abutment implant bölgesinde abutment boynunda yoğunlaştığı görülmektedir. Kron boyu arttıkça abutment içerisinde oluşan stres değerlerinde artma meydana gelmektedir. 3.5 mm çaplı abutment kullanımı, 4 mm abutment çapı kullanımına göre abutment içerisinde daha yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmaktadır.

8 mm implant boyuna sahip modellerde üstyapı içerisinde oluşan en yüksek Von mises stres değerleri 3.5 mm abutment çapı ve 24 mm kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde, bukkal referans noktasında 306,20 Mpa olarak ölçülmüştür. En düşük Von mises stres değerleri ise 4 mm abutment çapı ve 12 mm

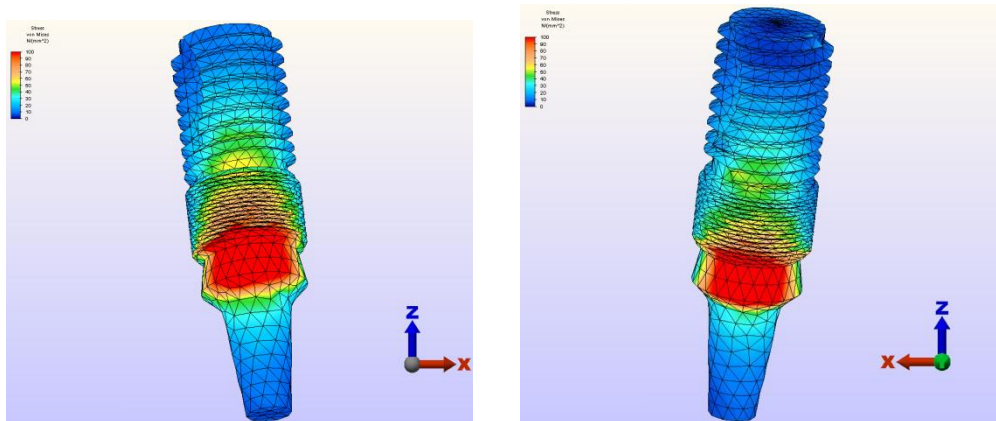
kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde distal referans noktasında 65,70 Mpa olarak ölçülmüştür.



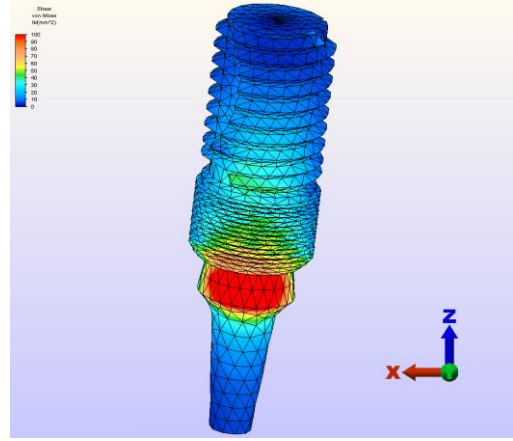
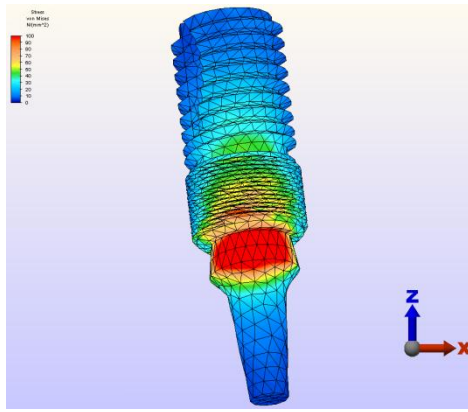
Şekil 4.43. Model 4-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



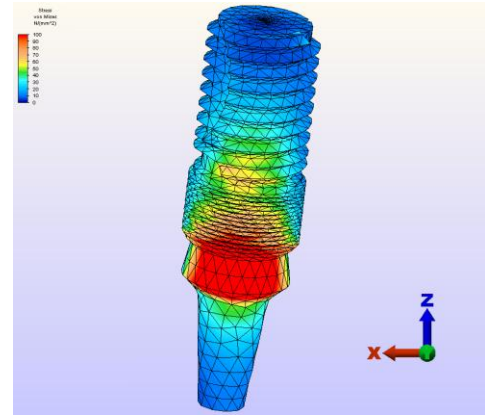
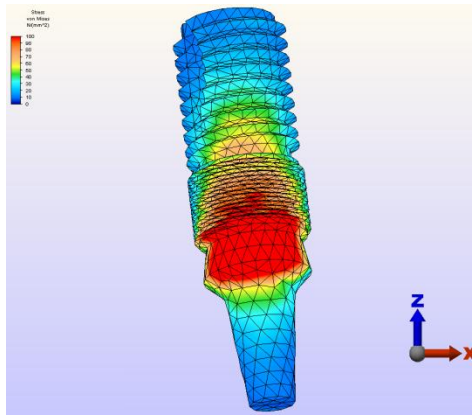
Şekil 4.44. Model 4-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



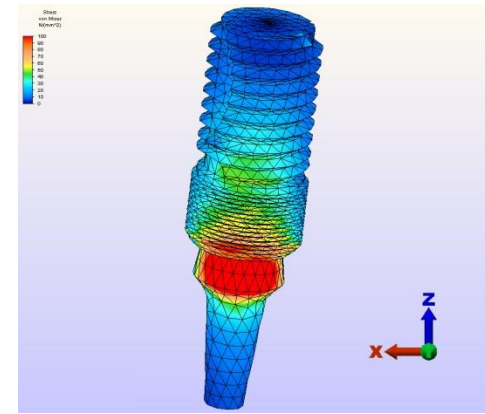
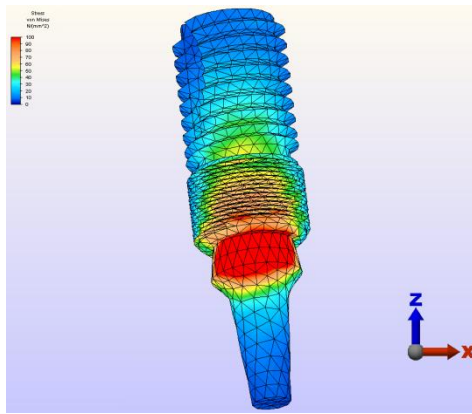
Şekil 4.45. Model 5-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.46. Model 5-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



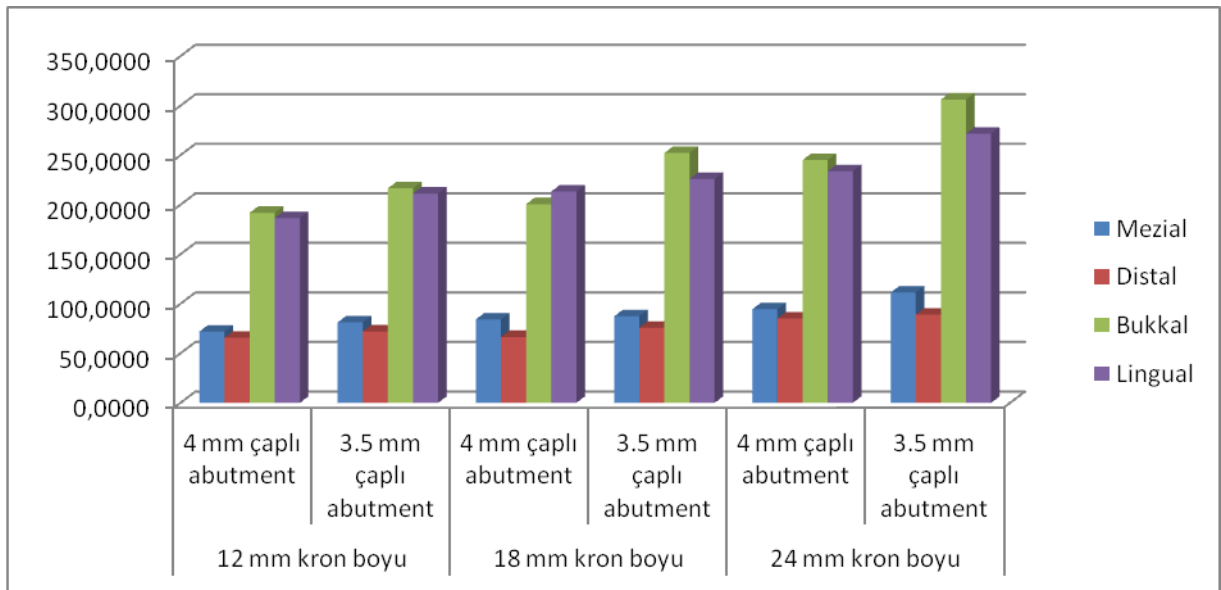
Şekil 4.47. Model 6-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.48. Model 6-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.

8 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	71,9443	65,7022	191,8385	186,5584
	3.5 mm çaplı abutment	81,1563	72,0147	216,5419	211,2633
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	84,2602	66,5103	200,5846	213,3174
	3.5 mm çaplı abutment	87,3231	75,8166	252,2471	226,0373
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	94,5000	85,0360	245,1524	233,8293
	3.5 mm çaplı abutment	111,2923	88,9990	306,2011	271,6318

Tablo 4.15. 8 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 4-a, 4b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.

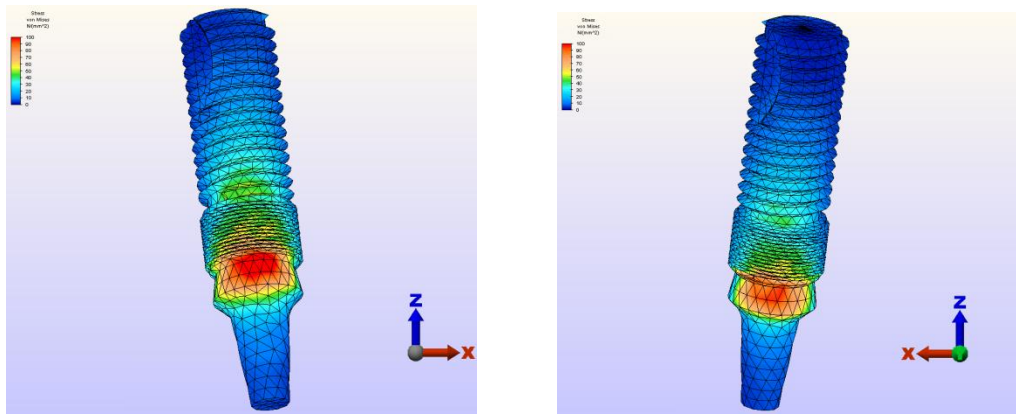


Tablo 4.16. 8 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 4-a, 4b, 5-a, 5-b, 6-a, 6-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

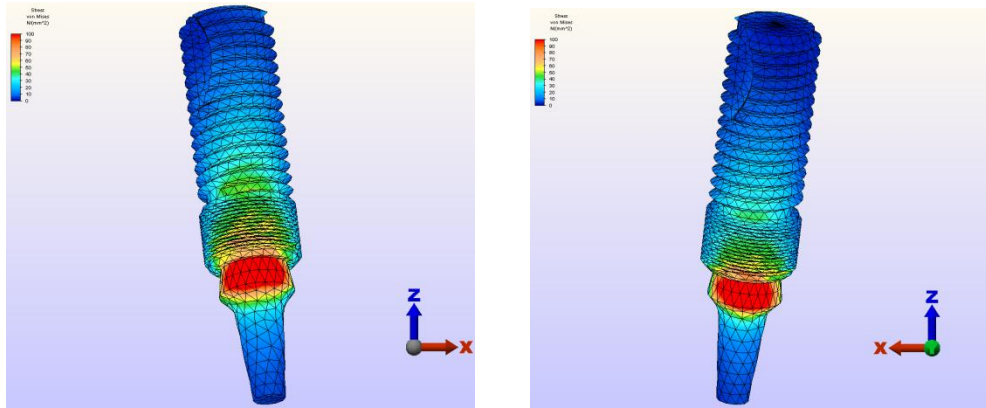
12 mm implant boyuna sahip modellere bakıldığında stresin özellikle abutment implant bölgesinde abutment boynunda yoğunlaştığı görülmektedir. Kron boyu arttıkça abutment içerisinde oluşan stres değerlerinde artma meydana gelmektedir. 3.5 mm çaplı

abutment kullanımı, 4 mm abutment çapı kullanımına göre abutment içerisinde daha yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmaktadır.

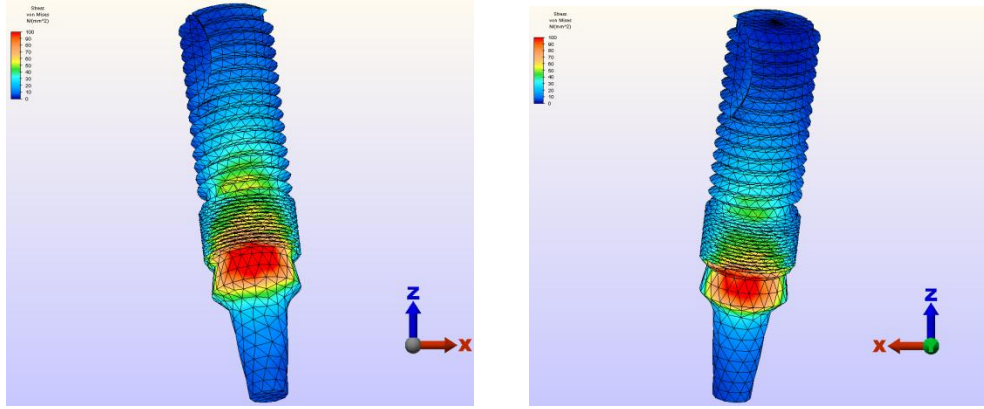
12 mm implant boyuna sahip modellerde üstyapı içerisinde oluşan en yüksek Von mises stres değerleri 3.5 mm abutment çapı ve 24 mm kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde, bukkal referans noktasında 263,41 Mpa olarak ölçülmüştür. En düşük Von mises stres değerleri ise 4 mm abutment çapı ve 12 mm kron boyuna sahip modelde abutment implant bağlantı bölgesinde distal referans noktasında 56,00 Mpa olarak ölçülmüştür.



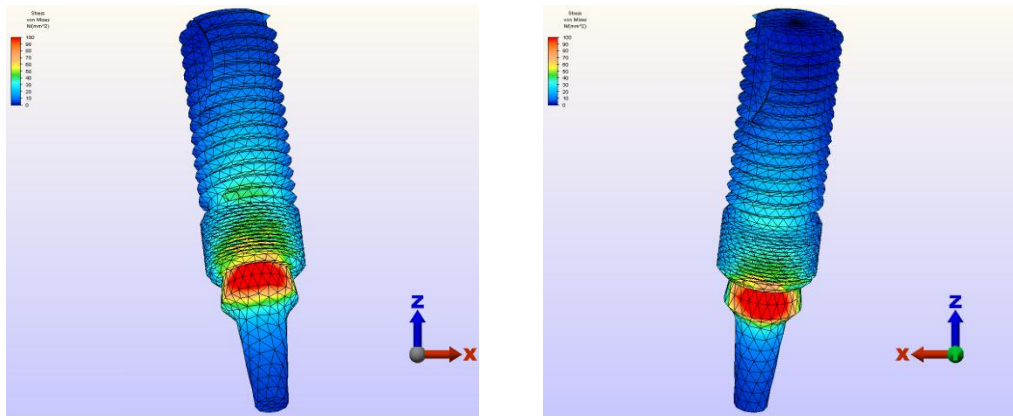
Şekil 4.49. Model 7-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



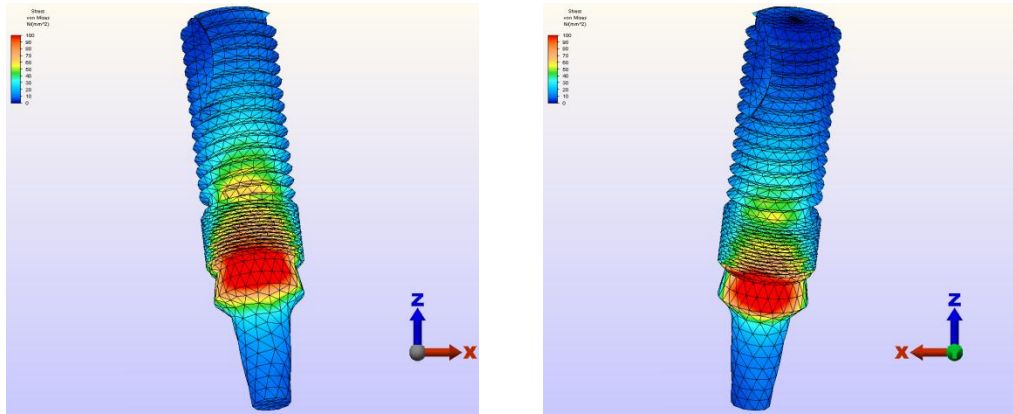
Şekil 4.50. Model 7-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



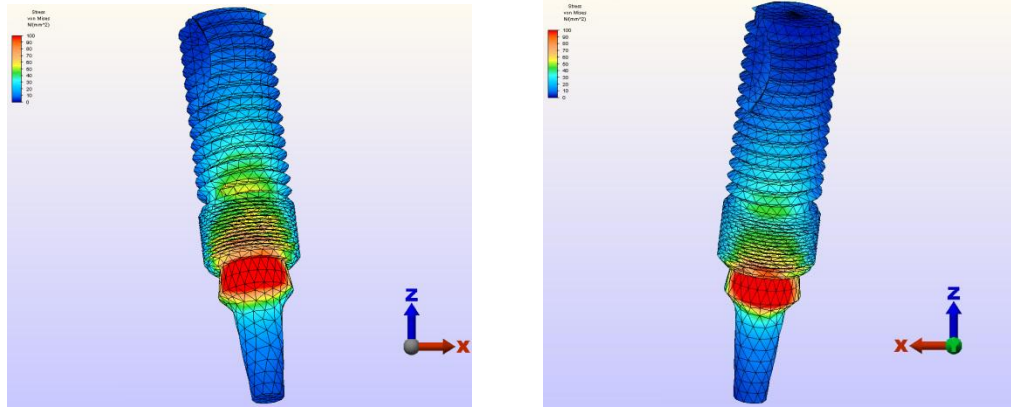
Şekil 4.51. Model 8-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.52. Model 8-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



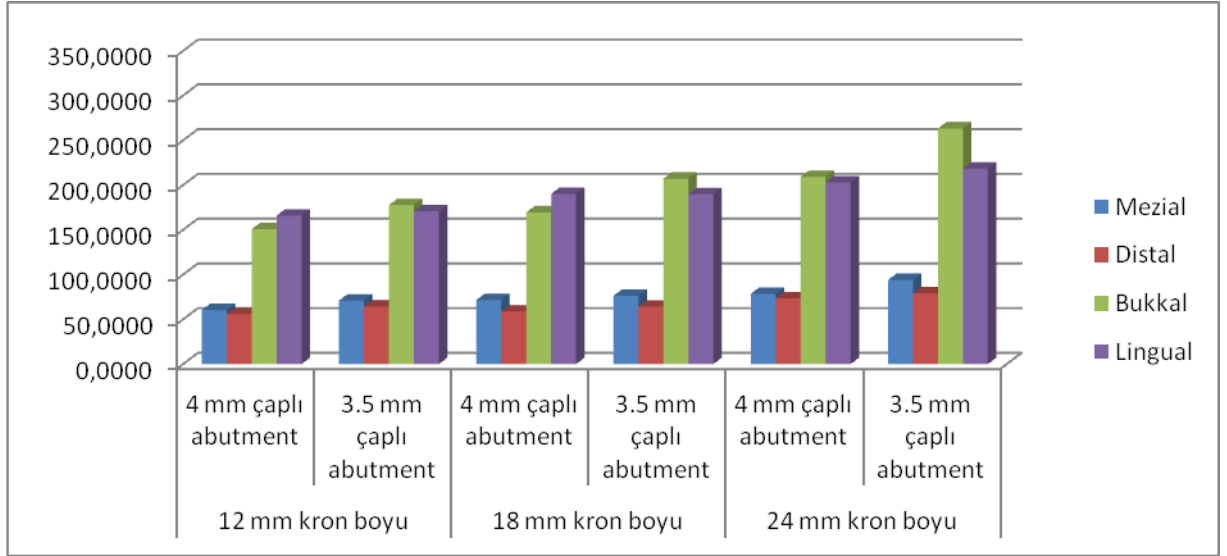
Şekil 4.53. Model 9-a içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.



Şekil 4.54. Model 9-b içerisinde oluşan Von mises stres değer ve dağılımları.

12 mm implant boyu		Mezial	Distal	Bukkal	Lingual
12 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	60,4163	56,0010	150,8373	165,9976
	3.5 mm çaplı abutment	71,0785	64,5108	177,7494	170,7352
18 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	71,6631	58,6555	169,5971	190,2059
	3.5 mm çaplı abutment	76,3290	64,2346	207,2017	189,9853
24 mm kron boyu	4 mm çaplı abutment	78,5994	73,6080	209,2927	202,9817
	3.5 mm çaplı abutment	94,0422	79,0527	263,4132	218,4240

Tablo 4.17. 12 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerleri.



Tablo 4.18. 12 mm implant boyuna sahip modellerde (Model 7-a, 7-b, 8-a, 8-b, 9-a, 9-b) üstyapı içerisinde alınan referans noktalarında oluşan Von mises stres değerlerini ve karşılaştırmasını gösteren grafik.

Sonuç olarak;

Bütün modellerde implant boyunun artırılması kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma, üstyapı içerisindeki Von mises stres değerlerinde azalmaya neden olmaktadır. Abutment çapının azaltılarak platform switch özelliği kazandırılan modellerde kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma, üstyapı içerisindeki Von mises stres değerleri standart çaplı abutment kullanılan modellere göre daha yüksek bulunmuştur. Kron boyunun artırılması kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma , üstyapı içerisindeki Von mises stres değerlerinde artmaya neden olmuştur.

Üstyapı içerisinde oluşan en büyük stresler abutment boynunda, abutment-implant birleşim bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Kemik içerisinde oluşan en büyük gerilme ve sıkışma tipi stresler ise uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak daha çok bukkal ve lingual bölgelerde görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Maksillada ön bölgede rezorpsiyon sonrası varolan kemik miktarı sıklıkla implant uygulamalarını güçleştirmekte ve bazı durumlarda neredeyse imkansız hale getirmektedir. Gerek estetiğin sağlanması gerekse hastanın fonksiyonel problemlerinin giderilmesi için kullanılan çeşitli metodlar ve teknikler bulunmaktadır. Bunlar yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, onley kemik ogmentasyonu, distraksiyon osteogenezi, kısa implant uygulamaları olarak sınıflandırılabilir (15,16,139,140).

Bu çalışmada amaç çeşitli nedenlerle maksillanın ön bölgesinde oluşabilen alveol rezorpsiyonu sonrasındaki dişsizliğin farklı implant uygulamaları ile tedavisini incelemek, bu tedaviler sırasında implantı destekleyen kemikteki stres dağılımlarını değerlendirmektir. Literatürde kron-implant oranının biyomekanik ve klinik açıdan değerlendirildiği, kısa implantlar tarafından desteklenen restorasyonların krestal kemikte oluşturduğu stresi araştıran birçok çalışma olmasına karşın platform değişiminin kısa implantlarda ve farklı kron yüksekliklerinde nasıl bir biyomekanik avantaj sağladığı ile ilgili bir çalışma mevcut değildir. Çalışmamızdaki cevap aradığımız önemli sorulardan biri de budur.

Çalışmamızda; maksiller anterior bölgede sağ ve sol lateral dişler arasına yerleştirilen dört üyeli implant destekli restorasyonun farklı abutment tasarımları, farklı kron ve implant boyları kullanımına bağlı olarak kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında ve üstyapı içerisinde oluşan stres değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmiştir. Analiz sırasında kuvvet, dişlerin palatinal yüzeyinde 2 mm'lik overbite mesafesi bırakılarak 90 ° açılı ile 100 N kuvvet olacak şekilde tek koşulda uygulanmıştır. İmplant çevresindeki kortikal kemiğin en üst sınırında belirlenen referans bölgelerinde maksimum ve minimum principal stres değerleri incelenmiştir. Üst yapı içerisinde oluşan Von mises stres değerleride alınan referans noktalarındaki dağılımı gözönüne alınarak incelenip ve karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullanılan matematik modellerde elde edilen sayısal değerlerin sabit olması

ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Çalışmamızda anterior maksillada lateral diş bölgesindeki anatomik yapı düşünülerek klinik bilgiler ışığında implant çapının 4mm olmasına karar verilip, 0.5 mm lik platform değişiminin 6-8-12 mm uzunluğundaki implantlarda nasıl bir biyomekanik farklılık yarattığı araştırılmıştır. Çalışmamızdaki diğer bir değişken ise kron boylarındaki farklılıktır, doğal bir santral dişin kron uzunluğunun ortalama 12 mm olduğu kemiğin rezorbe olmasına bağlı olarak bu miktarın arttığı klinik tecrübelerde saptanmıştır. Özellikle ilerleyen yaşlarda hastaların kas tonusunun azalması ve buna bağlı dudak yanak kaslarının sarkması ile üst çene anterior bölgede dişlerin az gözükmeleri sık rastlanılan şikayetlerden biridir, bu tip vakalarda ön bölgedeki dişlerin görünür hale getirilmesi için kron uzunluklarının idealden çok daha fazla arttırıldığı durumlar da mevcuttur. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında kron uzunlukları 12mm-18mm- 24mm olarak modellenmiştir.

Klinik ortamda anterior maksillanın rezorpsiyona uğradığı durumlarda başarı ile en çok uygulanan yöntemler otojen blok kemik ogmentasyonu ve daha invazif yöntem olarak kısa implant uygulamaları göze çarpmaktadır (16,138,139,140) ,çalışmamızdaki implant uzunlukları saptanırken kısa implantları temsil etmesi sebebiyle 6-8mm lik implantlar kemik rezorbsiyonunun olmadığı yada blok kemik ogmentasyonu yapılması sonucu en çok kullanılan ortalama implant uzunluğu olarak da 12mm lik implantlar modellenmiştir.

Literatürde kısa implantların kullanımı ile ilgili iki farklı dönemin olduğu söylenebilir. Birinci dönemde Branemark ve ark.'nın osseointegrasyon kavramını ortaya çıkarması ve cilalı yüzey implantların kullanılmaya başlandığı zaman aralığıdır. Bu dönemde kullanılan hemen hemen tüm implant yüzeylerinin cilalı yüzey olduğu görülmektedir. Kısa implant olarak nitelendirilen implantların boyları ise ≤ 10 mm olarak gösterilmektedir. Dolayısıyla 10 mm implantlar bile kısa implant olarak görülmekteydi. Bu süreçte yapılan çalışmalara bakıldığında kısa implantların başarısının, >10 mm olan implantlara göre daha düşük olduğu görülmektedir (116,168).

Oral implantolojide en önemli gelişmelerden biri olan pürüzlü yüzey implant kullanımı ikinci dönem olarak gösterilebilir. Yapılan çalışmalarla birlikte, pürüzlü yüzey implantların cilalı yüzey implantlara oranla yüksek başarısı günümüzde cilalı yüzey implant kullanımı ortadan kaldırmıştır. İmplantların makro ve mikro düzeyde teknolojik gelişimine bağlı olarak, Branemark döneminde alınmış kalıpsal tedavi planlamaları tamamıyla değişime uğramıştır. Yeni implantlara hekimler tarafından güvenin artmasıyla beraber, kısa implantların kullanımında artış meydana gelmiştir. Son yıllarda literatürde yapılan çalışmalarda kısa implantların, standart implantlar kadar yüksek yaşam analizleri olduğu görülmektedir (169,170) .

Günümüzde ise implant yüzeyinin oluşturulmasındaki nano seviyesindeki teknolojik gelişimler sonucunda, kemik-implant temas miktarı cilalı yüzey implantlara göre oldukça arttırılmıştır (96,169). Bunun sonucunda boyutsal olarak çok küçük pürüzlü yüzey implantlar ile boyutsal olarak büyük cilalı yüzey implantların kemik-implant temas alanları, yani çiğneme sırasında yükü karşılayacak yüzey miktarı aynı olmuştur. Dolayısıyla günümüzde kısa implantların kullanımında giderek artış yaşanmakta, hastalara ileri cerrahi tekniklerin uygulanması yerine kısa implant destekli basit tedaviler uygulanmaya başlanmıştır. Bu nedenle kısa implantların doğru kullanımı ile ilgili hem klinik hem de çalışmamızda olduğu gibi bilgisayar destekli çalışmalara ihtiyaç vardır.

Standart veya uzun implantlar çevresindeki kemik kaybı biyomekanik olarak sıkıntılar oluşturmada da, 6 mm gibi kısa implantların kullanımında zamanla görülebilecek kemik kaybı kazanılmış tedavi başarısının sürdürülebilirliğini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle travma, periodontal nedenler veya başarısız tedaviler sonucunda diş kaybı yaşayan genç hastalarda invazif sert doku rejenerasyon işlemleri yerine kısa implantların kullanımı erken dönemde iyi bir tedavi alternatifi olarak görünse de, uzun dönemde yukarıda bahsedilen nedenlerden dolayı tedavi seçenekleri her zaman hastayla birlikte tekrar tekrar sorgulanmalıdır.

Yapılan çalışmalarda dental implantların uzun dönemli başarı oranları takip edilmiştir. Uzun dönemli kullanımda ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, implantların üst yapıları vasıtası ile implantlara, buradan da çene kemiğine iletilmektedir. Klinik ve deneysel çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin, kemik rezorpsiyonu ve implantların kaybı durumlarında etkili olabileceğini göstermektedir. Bu kuvvetler implant çevresinde gerilme ve sıkışma alanları yaratarak implant-kemik teması yani osseointegrasyon düzeyinde değişim ve bozulmalara neden olabilmektedir. Bu nedenle kuvvet mekaniği ve biyomekanik faktörler implantın uzun dönemli başarısında en önemli kavramlardır (9,53,116,167).

Materyal özellikleri bilinen herhangi bir yapıda kuvvet, basınç veya ısı gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda, materyal içerisinde oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (8). Bu yöntemler; gerinim ölçme (strain gauge) metodu, kırılğan vernik metodu, lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), fotoelastik gerilme analizi metodu, radyotelemetri ile analiz metodu ve sonlu eleman analizi metodudur. Gerinim ölçme (strain gauge) metodunda yük uygulanan yapılarda oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptanabilir. İncelenecek bölgelere şekil değiştirmeye (gerinim) duyarlı uçlar (gerinim ölçer) yerleştirilerek kuvvet uygulanır. Kırılğan vernik metodunda incelenen cismin üzerine homojen şekilde vernik püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik yönde ve uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık olduğu bölgeler kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgeler olarak değerlendirilir (171,172,173).

Lazer ışını kullanılarak yapılan analizde (holografik interferometre) hologram plağı kullanılarak başlangıç konumunda cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Her iki çekim arasındaki fark kayıt edilir. Fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenmek istenen yapının benzeri, özel bir reçineden hazırlanmaktadır. Hazırlanan modele yük uygulanıp polarize ışık altında incelendiğinde yükün dağılıma alanları izlenebilmektedir. Radyotelemetri ile analiz metodunda değerlendirilecek cisme gerinim ölçer (strain gauge) yerleştirilir. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajda

değişmelere neden olur. Voltaj değişiklikleri de radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır (171).

Sonlu elemanlar analizi, dental implant ve restorasyonların biyomekanik incelemesi açısından kullanılan etkili bir yöntemdir. İn vivo ve İn vitro çalışma yöntemleri kullanılarak kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizini yapmak güç, hatta bazen imkansızdır. Bu nedenle canlı dokuların bilgisayar üzerinde, birtakım programlar yardımı ile modellenerek stres analizi yapılması yolu seçilmektedir. Buna ek olarak karmaşık geometriye sahip yapıların stres analizi için de sonlu elemanlar analizi çok uygun bir yöntemdir (167). Bununla birlikte yöntemin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmasına bağlıdır. Modelin karmaşıklığı arttıkça incelenen yapıyı bilgisayar ortamına aynen aktarmak ve doğru bir analiz yapmak güçleşmektedir. Sonlu elemanlar analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, bu küçük parçalar üzerinde yapılan hesaplamalara dayanarak bir takım sonuçlar elde edilmektedir. Elde edilen bulgulara göre, tasarım geliştirilerek optimal hale getirilir. Kırılgan vernik metodunda sayısal değerler elde edilememesi, fotoelastik gerilme analizi metodunda incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması, gerinim ölçer metodunda sadece ölçüm yapacak olan uçların yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi, lazer ışını ve radyotelemetri metodlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması sonlu elemanlar analizi metodunu diğer metotlara üstün hale getirmektedir (78,167).

Sonlu elemanlar analiz yönteminde doğru bir sonuç elde edilebilmesi için gerçeğe çok yakın bir modelleme , çevre koşullarının tam olarak yansıtılması, doğru materyal özelliklerinin belirlenmesi ve uygun bir programın kullanılması çok önemlidir. Elde edilen sonuçlar analiz sırasındaki herhangi bir hataya bağlı olarak tamamen farklı çıkabilir. En doğru sonuçlar herşeyden önce gerçeğe en yakın modelin oluşturulmasıyla elde edilebilir (174). Kemik gibi canlı dokuların karmaşık ve adaptif yapısı nedeniyle özelliklerinin bilgisayar modeline tam olarak aktarılması mümkün değildir. Bu nedenle karmaşık yapıya sahip olan implant, çene kemiği,ve implant-çene kemiği ilişkisini oluşturabilmek için bir takım basitleştirmeler yapılmaktadır. Dental analizlerde genellikle yapılan basitleştirme ve sınırlamalar; analizlerin 2 boyutlu modeller

kullanılarak yapılması, aksiyel olarak uygulanan statik yükleme; osseointegrasyonun % 100 kabul edilmesi, kemiğin homojen, izotropik ve lineer olarak kabul edilmesi sayılabilir (89,174).

Sonlu elemanlar metodu ile yapılan ilk çalışmalarda basitleştirme ve sınırlandırma işlemi modellerin iki boyutlu olarak hazırlanması ile yapılmaktaydı. Ancak bu konudaki bilgi birikiminin artması ile iki boyutlu sonlu eleman analizi metodunun normal stres dağılımını detaylı yansıtmadığı düşünülmeye başlanmıştır. Ayrıca yapılan çalışmalarda üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin, kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemine göre gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir . İsmail ve ark. iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki boyutlu analizin asal gerilme dağılımları incelemek istendiğinde yeterli olduğu, ancak normal gerilme dağılımlarında yeterli doğrulukta sonuçlara ulaşamayacağını bildirmişlerdir (175). Meijer ve arkadaşları, mandibula üzerinde yaptıkları karşılaştırmalı çalışmalarında iki boyutlu sonlu eleman analizinde, modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığı, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Bu nedenlerle çalışmamızda dental implantların çevresindeki kemikte meydana gelen gerilme, sıkışma ve protez içerisinde oluşan stres değerlerinin hesaplanması için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir (176).

Bununla birlikte sonlu elemanlar analiz yönteminde oblik ve dinamik yükler uygulanması, materyal özelliklerinin heterojen, anisotropik, non-linear kabul edilmesi; kemik-implant ilişkisinin dinamik yapısının gösterilmesi daha gerçekçi sonuçların elde edilmesini sağlar. Ancak sonlu elemanlar analizinin limitasyonları vardır. Bunlardan biri osseointegrasyonun model üzerindeki gösterilme şeklidir. Klinik ortamda osseointegrasyon miktarı ile peri-implant kemikte oluşan stres miktarı orantılıdır. Spivey ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, osseointegrasyonun %83,3 olduğu durumda peri-implant kemikte ölçülen gerilme miktarının osseointegrasyonun %100 olarak kabul edildiği duruma göre %5 arttığını bildirmişlerdir. Ancak sonlu eleman analizi çalışmalarında osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin doğal ortamda olduğu

şekilde tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda daha önceki çalışmalarda olduğu gibi (177) , oblik ama statik yükler, implant ile %100 osseointegre olduğu varsayılan ve homojen, izotropik ve linear özellikler gösterdiği kabul edilen kemik model oluşturulmuştur. (5,78,163,167).

İmplant destekli protezlerin biyomekaniğinde kontak ve sürtünmenin önemli bir yeri vardır. Kontak elemanları implant vidası, abutment, abutment vidası, kemik ya da vida üzerinde tanımlanabilir. Sonuç olarak non-linear kontak analizi yapılarak implant ve anahtar yatağı sürgüsü fonksiyonu taklit edilerek daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilir. Kontak fiksasyon analizi implant sistemindeki mobilitenin mekanizmasını ve çeşitli komponentler arasında oluşan göreceli mikro hareketleri daha gerçekçi simüle etmektedir. Bu çalışmada, implant-dayanak birleşimini gerçekte olduğu gibi yansıtabilmek için non-linear kontak analizi yapılmıştır. Sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısı ve gerçeğe yakın bir simulasyon için hazırlanan matematik modeldeki eleman sayısı ve şekli de çok önemli bir parametredir. Gerçek modele en yakın geometrinin elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğunca fazla olmalıdır. Eleman ve düğüm sayıları arttıkça analiz süresi uzamaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmakta veya eleman ve düğümler özellikle kuvvet uygulanan bölgelere dağıtılarak diğer bölgelerde oldukça az sayıda bırakılmaktadır (78,103,167). . Maksillanın anterior bölgeyi modellediğimiz bu çalışmada, modellerimizdeki eleman sayıları 319972 ile 483707 arasında, düğüm sayıları ise 58994 ile 80157 arasında değişmektedir. Bu eleman ve düğüm sayıları geçmişte yapılmış çalışmalardan daha fazladır.

Sonlu eleman analizinde değerler elemanların üst yüzeyindeki düğüm noktalarından veya elemanın tüm düğüm noktalarından okunabilir. Sadece yüzeydeki düğüm noktalarından değerler okunursa birbirine oldukça yakın sonuçlar elde edilir. Ayrıca çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapı protezleri gibi karmaşık yapıya sahip modellerde sadece üst yüzeydeki değerleri okumak sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Bu nedenlerle çalışmamızda sonuçlar hesaplanırken tetrahedral yapıdaki elemanlarda üç boyuttaki etkin kuvvetleri değerlendirmek için bir eleman üzerindeki tüm düğüm noktalarından ölçülen değerlerin ortalaması alınmıştır.

Sonuçta sonlu elemanlar analiz yöntemi ile daha gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkündür. Ancak, yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan, kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler nedeniyle de; alınan sonuçların ‘yaklaşık sonuçlar’ olduğu unutulmamalıdır (178).

Sonlu elemanlar analizinde gerçek bir objenin matematik modelinde tüm detayların verilmesi günümüz koşullarında mümkün değildir. Bu nedenle yapılan çalışmaların sadece matematik modelle sınırlandırılmaması çok daha iyi sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır. Bununla birlikte matematiksel model bilgisayar üzerinde oluşturulduğundan araştırmacı, test koşullarını istediği şekilde değiştirerek, parametreleri ve geometriyi ayarlayabilir; analizi istediği sayıda tekrarlayabilir. Bu nedenle matematiksel modelin gerçeğe yakın ve doğru bir şekilde oluşturulması, yapılacak analiz için çok önemlidir. Çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapıların geometrisi üç farklı yöntem ile oluşturulabilir (171) : a- Modelin geometrisi özel programlar ile çizilebilir. b- Analiz edilecek cisim dijital olarak taranabilir. c- Bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler sonlu eleman analizi programına aktarılabilir.

Son dönemde insan doğasına en yakın modellerin elde edilebilmesi amacıyla yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında bilgisayarlı tomografi görüntüleri sıklıkla kullanılmaktadır (5,78). Dental implantlar ve protetik üst yapıların modellenmesi ise çeşitli bilgisayar programları ve tarayıcılar kullanılarak yapılmaktadır. (78,156).

Çalışmamızda maksillanın anatomisini tam olarak taklit edilebilmek için tam dişsiz maksillaya sahip bireyden elde edilen 1 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Tomografi görüntüsü üzerinde yapılacak çalışmalarda, hastanın çene kemiğindeki deformasyonlardan ötürü hatalı sonuçlar elde edilmesi riski bulunmaktadır. Ayrıca çalışmanın kişiye özel bir çene modeli yerine araştırmaların sonuçlarına uygun ideal bir çene modeli üzerinde yapılmasının klinik kullanıma daha uygun sonuçlar vereceği düşünülmüştür. Bu nedenle tomografi görüntüsü temel alınarak idealize edilen yeni bir üst çene modeli hazırlanmıştır.

Birçok sonlu elemanlar analizi çalışmasında model sınır koşulları sabit olarak alınmıştır. Zhou (179), CT görüntülerinden elde edilen üç boyutlu modellerde çiğneme kasları, ligamentlerin ve temporomandibular eklemin hareketlerini cable ve gap elementler kullanarak oluşturmuştur. Yapılan bu kas bağlantılarının gerçeği çok daha iyi taklit edeceğini savunmuştur. Bu durum daha doğru sınır koşullarının yaratılmasını sağlamakla beraber çok daha fazla maliyet ve zaman kaybına neden olmaktadır. Teixeira ve ark. yaptıkları çalışmada 3 boyutlu modelde mezial ve distal bölgede implanttan 4.2 mm kadar daha geniş modelleme yapılmasının analiz sonuçlarında herhangi bir değişikliğe neden olmadığını göstermiştir. Bu çalışmada, üstyapı modelinin karmaşık yapısı ve modelleme için kullanılan element ve düğüm sayısının yeteri kadar fazla olması nedeniyle maksillanın tümünün modellenmesine gerek duyulmamıştır (180).

Literatürde, sonlu elemanlar analizi için belirtilen materyal özellikleri çok çeşitlilik göstermektedir. Maksillanın farklı bölgelerinde farklı kemik yoğunluğu bulunmaktadır (104). Maksillada sıklıkla rastlanılan kemik yoğunluğu tipi D3'tür. Anterior maksillada vakaların %65'i, posterior maksillada ise %50'si D3 kemiğin özelliğini taşımaktadır (57). Bu nedenle modelimizi oluştururken, maksillanın anterior bölgesinin D3 kemik densitesinde olduğu düşünülerek, trabeküler kemiğin elastisite modülü (1,37 GPa) kabul edilmiştir (103,166). Titanyum parçalar (dental implantlar ve üst yapıları), krom-kobalt esaslı metal alt yapı, feldspatik esaslı porselene ait elastiklik modülü ve Poisson oranı için kabul edilmiş genel değerler bulunmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan bu materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan ve Tablo 3.2 'de belirtilen elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır. Siman boşluğu diğer sonlu eleman analizi çalışmalarında olduğu gibi ihmal edilmiştir . Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak kabul edilmiştir.

Çehreli ve ark; Branemark, ITI ve Astra dental implant sistemlerini karşılaştırdıkları fotoelastik ve strain gauged modellerde vertikal yüklemde Astra dental implant çevresinde oluşan en yüksek strain değerlerinin diğer implantlardan daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (181). Bu nedenle, çalışmamızda Astra dental implant sistemi kullanarak, implantın etrafındaki kemik bölgesinde oluşacak stresleri

azaltarak; daha çok üst yapı tasarımlarının ve seçilen kron boyu ve implant uzunluğunun oluşturduğu stres değer ve dağılımlarının izlenebilmesi amaçlanmıştır. Buna ek olarak Astra dental implant sistemi literatürde uzun süreli takip çalışmaları bulunan, başarılı bulunan bir implant sistemidir. Alveol kavsi üzerine yerleştirilecek olan dental implantların boyutlarına klinik gözlemlerimizden ve firmanın önerilerinden yola çıkarak karar verilmiştir. Abutmanlar ve implantlar üretici firmadan sağlanan şekil ve boyutlara uygun olarak 3D Studio Max (Autodesk, Inc) programında çizilmiştir.

Literatürde doğal dişlerin alveol kavsi üzerindeki açılanmaları incelendiğinde; yan kesici dişler için 26° olduğu saptanmıştır (182). Diş kayıplarından sonra alveol kretinin genişliği ilk yıl içerisinde %25, ilk üç yılda ise %40-%60 oranında azalmaktadır (138). Vestibül yüzeyden palatine doğru olan bu rezorpsiyonlar sonucu dental implantlar doğal dişlere göre daha açılı yerleştirilmektedir. Bu durum anterior maksilladaki implant uygulamalarını güçleştirmektedir. Çalışmamızda diş kayıplarından sonraki rezorpsiyonlar dikkate alınarak implantların frontal düzleme göre açısı, yan kesiciler bölgesinde 20° olacak şekilde planlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda kullanılan üstyapı materyali tipinin implant destekli protezlerde implantlara, kemiğe ve kemik-implant arayüzeyine iletilen stres miktarına olan etkisi incelenmiştir (43,103). Cibirkave ark. akrilik, altın ve metal destekli porselen restorasyonlarla yapılan çalışmalarda üstyapı materyal farklılıklarının implant ve çevresinde oluşturduğu stresi incelemişler ve bu materyaller arasında oluşan stres bakımından fark olmadığını belirtmişlerdir (43). Sevimay ve ark yaptıkları çalışmada ise implant üstü kuronlara ve peri-implant kemiğe iletilen stres bakımından, metal destekli porselen kuronların; akrilik, IPS Empress 2 ve In Ceram restorasyonlara göre daha avantajlı olduğunu göstermişlerdir (183). Sertgöz yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasının sonuçlarına dayanarak stres dağılımı açısından krom-kobalt alaşımının diğer restorasyon türlerine göre daha avantajlı olduğunu belirtmiştir (184). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya) (164) destekli feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply,Burlington, ABD) kullanılmıştır (43,165).

Çalışmamızda oluşturulan ilk modelde implant üstü sabit protezin metal ve porselen bölümleri doğal diş formunda hazırlanmıştır. Kuronlar modellenirken boyutların gerçekçi olması için Wheeler'ın çalışmasından faydalanılmıştır. Wheeler'ın (185) çalışmasından elde edilen kronların elimizdeki maksiller boyutun alveol kavsı ve implant pozisyonları düşünülerek seçilmiş ve modele yerleştirilmiştir. Üstyapı için metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlanmıştır (103). Diğer modellerde ise mesiodistal mesafe sabit tutularak kron boyu artırılmış, böylece yeni parametrelere sahip modeller oluşturulmuştur. Bu farklı kron boyuna sahip modellerde abutmentlar ve porselen kalınlığı sabit tutulurken hacim değişikliği üstyapıdaki metal kalınlığı artırılarak kompanse edilmiştir.

Ağız içerisindeki ısırma kuvveti büyüklükleri kişiden kişiye değişmekle birlikte, aynı bireyde ağızın farklı bölgelerinde değişiklik de gösterebilmektedir. Kişisel kas kuvveti, dişsizlik durumu ve parafonksiyonda bu değişiklikler üzerinde etkilidir. Literatüre bakıldığında sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kullanılan okluzal kuvvetler farklılık göstermektedir (5,78,167). Bu çalışmada önceki çalışmalardan referans alınarak oblik yönde 100 N'luk ortalama çiğneme kuvveti seçilmiştir(78,167,) . Yapılan çalışmalarda anterior maksillada yükleme alanı için farklı bölgeler seçilmiştir. Bu çalışmalarda anterior dişlerin farklı bölgelerinden yatay, dikey yada çeşitli açılarda yükleme yapıldığı görülmektedir (5,78,186). Bu farklı yükleme açıları ve noktaları mandibulanın farklı dinamiklerini açıklamak için kullanılmıştır. Çiğneme sırasında mandibulanın lateral hareketlerinde kronlara dolayısı ile dental implantlara dikey kuvvetlerin yanında yatay yönde kuvvetlerde etki etmektedir. Bu kuvvetlerin oluşturduğu stres değerlerinin daha büyük olduğu görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda mandibulanın fonksiyonel hareketleri sırasında oluşan stres miktarının belirlenmesi amacıyla yükleme lateral bölgesine yerleştirilen implantların desteklediği 4 üyeli protetik restorasyonda, kuronların kesici kenarından 2 mm uzaktaki alanlara dik açı ile çiğneme kuvvetleri uygulanmıştır. Yatay yüklemede palatinal–bukkal yönde kuvvet uygulanması, mandibulanın lateral hareketlerinin taklit edilmesini sağlamıştır. Yüklemenin dental implant, abutmant veya kuronlar üzerinden yapılması sonuçların hassasiyetini etkilemektedir. Çiğneme kuvvetlerinin kuronlar üzerinden verilmesi daha

gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (186). Bu nedenle çalışmamızda yükler kronlar üzerinden uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi sonucunda, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenen materyallerin mekanik özellikleri rol oynamaktadır. Literatürde hangi tip streslerin değerlendirmede kullanılacağına dair belirgin bir ifade yoktur. Principal stres (gerilme ve sıkışma stresleri) değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır. Kemik içerisinde gerilme stresi, en yüksek gerilme stresi kadar ya da daha fazlaysa; sıkışma stresi, en yüksek sıkışma stresi kadar ya da daha fazlaysa başarısızlık meydana gelir. Bu nedenle principal stres kullanılması gerilme ve sıkışma stresler arasındaki farklılığı belirleyerek değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Von Mises stres değerleri ise metal gibi bükülebilir özelliklere sahip materyallerin analizinde kullanılmaktadır (187). Bu nedenle çalışmamızda kemik içerisindeki stres değerlerinin analizinde maksimum ve minimum pirincipal stresler, restorasyon ve üstyapı içerisinde oluşan stres değerlerinin analizinde Von-Mises stresler kullanılmıştır. Kortikal kemikte; implantların boyun bölgesinde alınan referans noktalarında kemik-implant ara yüzeyinde maksimum ve minimum pirincipal stres değerleri incelenerek modellere göre karşılaştırma yapılmıştır. Çalışmada oblik yüklemede tüm kuronlara 100 N'luk çığneme kuvveti uygulanmıştır. Bu sayede implantlar üzerine köprünün gövdelerinden iletilen yüklerinde etki etmesi sağlanmıştır. Yapılan çalışmalarda oblik kuvvetlerin aksiyel kuvvetlere göre daha fazla stres oluşturduğu gösterildiğinden ve gerçekte ağzın fonksiyonel hareketlerinde desteklere oblik kuvvetlerin uygulandığı bilindiğinden; çalışmamızda sadece oblik kuvvetlerin oluşturduğu stres değerleri incelenmiştir (187,188).

Literatürdeki sonlu elemanlar analizlerinde uygulanan yükleme şekline göre iki tip sonlu elemanlar analizi vardır: Statik analiz ve dinamik analiz. Eğer hızlı çene hareketler söz konusu ise dinamik analiz yapmak gereklidir. Çalışmamızda diş sıkma ve gıcırdatma hallerinde olduğu gibi yavaş çene hareketleri simule ettiği düşünüldüğünden statik analiz yöntemi kullanılmıştır (17). İmplant destekli protezler konusunda hazırlanan bir derlemede, üç üyeli köprülerde implantların boyun bölgesinde stres

yoğunlaşması oluşturduğu vurgulanmıştır (189). Bu nedenle çalışmamızda stres değerlerinin karşılaştırılması için kortikal kemiğin en üst tabakasında implantın kemik ile birleştiği bölgelerde referans noktaları alınarak analiz yapılmıştır.

Anterior maksillada sonlu elaman analizi ile yapılmış çalışmalara bakıldığında; Clelland ve arkadaşları (190) yaptıkları iki boyutlu sonlu eleman analizi çalışmasında, maksilladaki kemik yapısı ve kalınlığının oluşan stres değerlerine etkisini incelemiştir. Bu amaçla maksilladaki farklı kemik özelliklerini kıyaslamak için çene kemiği tamamen trabeküler, trabeküler kemik çevresinde 1,5 mm kortikal kemik, trabeküler kemik çevresinde 3 mm kortikal kemik ve trabeküler kemik çevresinde 3 mm transversal izotropik (ortotropik) kortikal kemik olarak modellenmiştir. Çalışmalarında bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılarak anterior maksillanın tek segmenti modellenmiştir. Çalışmada 3,8 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda, yivsiz Steri- Oss (Steri-Oss, Anaheim, CA) implantların üzerine 178 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Sonuçta sadece trabeküler kemikten hazırlanan modelde, maksimum gerilme ve gerinim değerlerinin implantın apeksinde olduğu bulunmuştur. Trabeküler kemik çevresinde 1,5 mm veya 3 mm kortikal kemiğin bulunduğu modellerde maksimum gerilme değerleri krestal bölgede ölçülmüştür. Kortikal kemiğin kalınlığının artırılması ile kortikal kemikteki maksimum gerilme değerini %50 azalmıştır. 3 mm kalınlığında kortikal kemikte yatay yönde izotropi (ortotropi) olduğunda, izotropi olmayan gruba göre stres %25 arttırmıştır. Araştırmacılar, sonlu eleman analizi çalışmalarında maksillanın modellenirken klinik olarak maksillada bulunan kemiğin özelliklerine uygun olarak dış yüzeyde ince kortikal kemik tabakasının tanımlanmasının daha doğru sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı D3 kemiğin özelliklerine uygun olarak 1mm kalınlığında hazırlanmıştır. Ancak sonuçta bu çalışmada olduğu gibi stres birikimin kortikal kemikte yoğunlaştığı görülmüştür.

Hsu ve arkadaşları (186) anterior maksilla için yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında 2 farklı tipteki kemik ve 3 farklı yükleme şeklinin oluşan gerilme ve şekil değiştirme değerleri üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Bu amaçla maksilladan alınan tomografi görüntüsü kullanılarak premaksilla modeli hazırlanmıştır. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak alınmıştır. İki farklı kemik tipi için trabeküler kemik düşük ve

yüksek yoğunlukta olarak tanımlanmıştır. Bu çalışmada tanımlanan yüksek kalitedeki kemiğin materyal özellikleri bizim kullandığımız elastiklik modülü değerleri ile aynıdır. 3,75 mm çapında ve 13 mm uzunluğundaki silindir şeklinde yivsiz olarak modellenmiş implant sağ orta kesici diş bölgesine yerleştirilmiştir. Üç farklı yükleme koşulu implantın uzun eksenine ile 0°, 30° ve 60° açı yapacak şekilde kronların palatinal yüzeylerinde 2 mm overbite mesafesi bırakılarak uygulanmıştır. Bu bölgede 178 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Sonuçta kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha yüksek miktarda gerilme oluşmuştur. Stres, özellikle implant boyununun labialinde gözlenmiştir. Aksiyel olmayan yüklemede (30° ve 60° ile yükleme) aksiyel yüklemeye göre (0°); düşük kalitedeki kemikte yüksek kalitedeki kemiğe göre daha yüksek stres gözlenmiştir. Aksiyel yüklemeye göre yükleme açısındaki her 30° artışın gerilme değerlerini 3 veya 4 kat arttırdığı bulunmuştur. 60° açı ile yükleme şekli çalışmamızda yapılan yükleme şekline benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda oluşabilecek en yüksek stres düzeyini belirtmesi nedeniyle açılı yükleme şekli seçilmiştir.

Anterior maksillada yapılan tüm çalışmalarda oklüzal yükler bukkal ve palatinal doğrultuda verilmiştir. Bu yükleme şeklinde elde ettiğimiz bulgular Clelland ve arkadaşları (5) ve Hsu ve arkadaşlarının (186) çalışmalarına sonuçlarına benzer özelliktedir. Bizim çalışmamızda da maksimum gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ölçülmüştür.

Estetik ve fonksiyonel nedenlerle anterior maksillada implant üstü protezlerin hazırlanması sırasında açılı abutmanlar sıklıkla kullanılmaktadır. Literatürde açılı abutmanların kullanılması ile implant veya implant üstü protezin başarısı arasındaki ilişkiyi araştıran klinik çalışmalara bakıldığında abutmanların düz veya açılı olmasının ya da abutman açısının miktarının implantların veya implant üstü protezlerin başarısını etkilemediği görülmektedir (191,192). Bizim çalışmamızda da lateral bölgesine yerleştirilen implantlara, çene kemiğinin diş çekimi sonrasındaki durumu ve rezorbsiyon şekli gözönünde bulundurularak, 20 ° açılı abutman kullanılmasının daha gerçekçi sonuçlar vereceği düşünülmüştür.

Diş kayıplarından sonra hastanın hekime başvurma süresi geç olabileceği gibi ileri periodontal problemler ve travmatik diş çekimleri sonucunda maksiller anterior bölgede ciddi vertikal kemik kayıpları görülebilmektedir. Diş eksikliklerinin en ideal tedavisi dental implantlar olmakla birlikte bu kemik defektlerinin bulunduğu bölgelerde standart boyutlarda implant yapılması son derece güç olmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarda vertikal kemik rejenerasyon işlemleri sonucunda dikey yönde kemik hacminin kazanılmasının zor ve riskli olduğu belirtilmektedir (193). Sistemik durumu yada yaş itibari ile ileri kemik augmentasyon işleminin kontrendike olduğu durumlarda; özellikle dişeti görünümünün estetik probleme yol açmadığı vakalarda maksiller anterior bölgede kısa boylu implant kullanılarak tedavi alternatifi düşünülebilir. Bu amaçla çalışmamızda maksiller anterior bölgede kron-implant oranının artması sonucu oluşacak stres değerleri ve dağılımı incelenmiştir.

Son yıllarda literatürde yapılan çalışmalarda kısa implantların, standart implantlar kadar yüksek başarı oranları olduğu görülmektedir (169,170). Bu gelişmelere bağlı olarak hekimler tarafından güvenin artmasıyla beraber, kısa implantların kullanımında artış meydana gelmiştir. Dolayısıyla günümüzde kısa implantların kullanımında giderek artış yaşanmakta, hastalara ileri cerrahi tekniklerin uygulanması yerine kısa implant destekli basit tedaviler uygulanmaya başlanmıştır (170). Bu nedenle kısa implantların doğru kullanımı ile ilgili hem klinik hem de çalışmamızda olduğu gibi bilgisayar destekli çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu sebeple çalışmamızda günümüz şartlarında kısa boylu olduğu düşünülen 6 mm, 8 mm lik implantlar ve alveoli kemiğinde rezorpsiyon olmadığı durumlarda en çok kullanılan 12 mm uzunluğundaki implant kullanımı bilgisayar ortamında simüle edilmiştir. Genel olarak üç farklı değişkenin, implant boyu, kron-implant oranının ve abutment tasarımının maksiller anterior bölgede dört üyeli implant destekli sabit protez çevresindeki peri-implanter kemiğe olan etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir.

İmplant uzunluğunun artışı ile stres değerlerinde oluşan artışı değerlendirirken kron/implant oranının değerlendirilmesi gerekmektedir. Aksi halde bizim çalışmamızdaki stres değerleri diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına göre farklı

sonuçlar gösterecektir. Genel olarak 6, 8,12 mm boyunda implant yerleştirilen modellere bakıldığında implant boyunun arttırılması stres değerlerini düşürmekle beraber kendi içlerinde kuron-implant oranı arttıkça periimplanter kemikte stres değerleri artmaktadır. Bu nedenle en yüksek stres oluşumu kron-implant oranının 4 olduğu 6 mm implant 24 mm kron boyu kullanılan modellerde (Model 3-a,3-b) olduğu görülmektedir. Kron-implant oranının 3 olduğu modellerde (Model 2-a,2-b,6-a,6-b) stresler daha az görülmekte ve kendi içerisinde benzerlik göstermektedir. Kron-implant oranının 2 olduğu modellerde (Model 1-a,1-b,9-a,9-b) stresler ufak bir miktar daha azalmakta, en düşük stres değerleri ise kron-implant oranının 1 olduğu modellerde (Model 7-a,7-b) görülmektedir. Modeller kron kök oranı açısından değerlendirildiğinde kron-kök oranın 2 olduğu modeller ile kron-kök oranın 3 olduğu modeller arasında krestal kemikteki stresler çok ciddi bir değişiklik göstermemiştir, hatta kron kök oranının 3 olduğu (6 mm implantın desteklediği 18 mm lik kron) Model 2-a da bukkal bölümdaki stress kron kök oranının 2 olduğu (12 mm implantın desteklediği 24 mm lik kron) Model 9-a ile aynı çıkmıştır.

Gentile ve ark.'nın (194) yapmış olduğu çalışmada kısa implantlar nedeniyle oluşan yüksek kron-implant oranı olan implantlar ile, uzun implantlar arasında uzun dönemli başarı açısından bir fark olmadığı belirtilmiştir . Bunun sonucunda kuron-implant oranının implantın başarısını etkileyecek bir faktör olmadığı ileri sürülmüştür.

Kron-implant oranı ve farklı protetik tedavi seçeneklerinin krestal kemik rezorpsiyonuna olan etkisini inceleyen klinik bir çalışmada , implant destekli protezler kuron-implant oranlarına göre a) 0-0,99 b) 1-1,99 ve c) ≥ 2 olarak üç farklı sınıfa ayrılmıştır. Çalışmada ortalama kuron-implant oranı $1,77 \pm 0,56$ olarak tesbit edilmiştir. Değerlendirilen implantların %26,5'nin kuron-implant oranı 2 veya 2'den büyük hesaplanmıştır. Çalışmada kron-implant oranı 2 ve 2'den yüksek olan restorasyonlarda düşük kemik rezorpsiyonu tesbit edilmiştir. Ayrıca restorasyonların splintlenmesinin, retansiyon tipinin ve kantilever uzantılarının implantlar etrafındaki krestal kemik rezorpsiyonuna etkisinin olmadığı belirtilmiştir (195).

Blanes ve ark.'nın yapmış olduğu bir derlemede kron-implant oranının implant başarısı ve protetik komplikasyonlar ile olan ilişkisi incelenmiştir. Çalışmada kron-

implant oranı ikinin üzerinde olan implant destekli protezlerin yaşam analizlerinin % 94,1 olduğu; genel olarak peri-implanter kemik rezorpsiyonun kron-implant oranı ile bir bağlantısının olmadığı sadece bir çalışmada kuron-implant oranı (<1) olan implantlarda, (>2) olanlara göre daha fazla kemik rezorpsiyonu tesbit edilmiştir (195).

Blanes ve ark.'nın yapmış olduğu başka bir çalışmada yüksek kron-implant oranına sahip olan implantlar çevresinde, düşük kuron-implant oranlarına sahip olan implantlara göre daha az krestal kemik rezorpsiyonu olduğu gösterilmiştir (195). Çalışmamızda genel olarak düşük kron-implant oranlı modellerde daha az stres meydana geldiği, bunun sonucunda da daha az kemik rezorpsiyonu oluşabileceği düşünülmüştür. Ancak bu yorum tamamen biyomekanik kurallar içerisinde matematiksel bir düşüncedir. Daha doğrusu bilgisayar destekli modellemeler oluşturulurken, daha önceden bahsedilmiş olan klinikte son derece önem taşıyabilecek bir çok kavram yok sayılmıştır. Bu kavramlardan biri de yükleme sonrası peri-implanter kemiğin Wolf kanuna uygun olarak ideal yaşam siklüsünün devamı yanı sıra remodelizasyon sürecidir. Bilindiği gibi Wolf kanununda kemiğin devamının sağlanması ancak ideal olan kuvvetlere vermiş olduğu yanıt, rezorpsiyon ve appozisyonla gerçekleşmektedir. Eğer çene kemiğine yerleştirilen implantın çevresindeki kemiğe yükleme ile bir stimülasyon yapılmazsa, fizyolojik rezorpsiyon devam edecek ve bu bölgede kemik rezorpsiyonu görülecektir. İmplant yerleştirilmesinden sonra hasta bir takım nedenlerden dolayı implant destekli protezini yaptırmaz ise, yıllar sonra geldiğinde implant yapılan ve yapılmayan bölge arasında kemik rezorpsiyonu bakımından fark görülmeyebilir. Kemik rezorpsiyonuna engel olan implant değil, implantın üst protetik yapısı sayesinde çiğneme kuvvetlerini doğal dişlerde olduğu gibi çene kemiğine ileten, çene kemiğini stimüle eden bir yapısal döngüdür.

Blanes ve ark.'nın (197). yapmış olduğu çalışmada kuron boyunun az olduğu klinik durumlarda, peri-implanter kemiğin yeterince stimüle edilememesi nedeniyle, kron boyunun uzun olduğu durumlara göre daha fazla kemik rezorpsiyonu görüldüğü iddia edilmiştir. Dolayısıyla çalışmamızda olduğu gibi, kron uzunluğunun düşürülmesi stresleri azaltmakta, ancak stresin azalması beklenildiği gibi kemik rezorpsiyonu riskini

azaltmak yerine kullanılmama atrofisine bağlı olarak daha fazla kemik rezorpsiyonuna neden olmuştur. Bu nedenle peri-implanter bölgede kısa ve uzun dönem risk değerlendirilmesi yapılırken, aşırı düşük streslerin bu bölgede kullanılmama atrofisine bağlı olarak da kemik rezorpsiyonuna neden olabileceği düşünülmelidir. Ancak bu ölçümlerin eşik değerleri hakkında herhangi bir verinin olmayışı, bu değerlendirmenin hangi koşullara bağlı olarak yapılacağı konusunda karışıklık yaratmaktadır. Bu konuda uzun dönem çalışmalara ihtiyaç olduğu kuşkusuzdur.

Rangert ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada düşük kuron-implant oranı olan hastalarda protetik parçalara daha az yük geleceği, gelen kuvvetlerin daha uygun dağıtılabileceği; vida gevşemesi, desimantasyon ve altyapı kırıklarının daha az görülebileceği belirtilmiştir (198). Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçlara bağlı olarak kısa kuron boyu kullanımında ($\leq 12\text{mm}$) peri-implanter bölgede oluşan streslerin azalmasına bağlı olarak; üst yapı komplikasyonlarının görülme sıklığında da azalma olacağı düşüncesi oluşmaktadır. Sonuç olarak uzun dönemde daha az kemik rezorpsiyonu görülebileceği gibi, protetik komplikasyonlarla karşılaşma riski azalacaktır.

Rokni ve ark.'nın (139) yapmış olduğu çalışmada da ortalama kuron-implant oranının 1,5 olduğu durumda, krestal kemik rezorpsiyonu ile kron-implant oranı arasında bir ilişkinin olmadığı belirtilmiştir. Salvi ve ark.'nın (199) implant destekli protezlerde mekanik ve teknik risk faktörlerini inceleyen derlemede, kuron-implant oranı ile mekanik/teknik komplikasyonlar arasında bir ilişkinin olmadığı ancak implant destekli restorasyonların uzunluğunun mekanik/teknik komplikasyonlara neden olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda kuron uzunluğunun, kuron-implant oranına göre yüksek stresler nedeniyle kemik rezorpsiyonu oluşturması bakımından daha etkili bir risk faktörü olduğu görülmüştür. Salvi ve ark.'nın çalışmasına bakılarak, yüksek kuronların sadece peri-implanter kemikte biyolojik risk oluşturmadığı bunun yanı sıra kısa veya uzun dönem mekanik/teknik komplikasyonlara neden olabileceği düşünülmelidir.

Oluşabilecek protetik komplikasyonlar bakımından da kuron yüksekliğinin artışı, kuron-implant oranının artışına göre daha etkin bir risk faktörüdür. Nitekim çalışmamızda kron-implant oranı 3 olmasına rağmen model 2-a, kron-implant oranı 2 olan fakat kron yüksekliği daha fazla olan model 9-a ile kıyaslandığında krestal kemikte aynı stres değerlerini göstermiştir.

Rokni ve ark.'nın (139) parsiyel dişsizlikte sinterlenmiş poröz yüzey implantlar ile yapılan çalışmada, implantların ortalama kuron-implant oranının 1,5 olduğu tesbit edilmiştir. Çalışmada kuron-implant oranının krestal kemik seviyesini etkilemediği belirtilmiştir. Özellikle 7 mm ve daha kısa implantların parsiyel dişsizlikte başarıyla kullanılabileceği ileri sürülmüştür. Çalışmamızda da 6 ve 8 mm kısa implantların kullanımında genel olarak büyük streslerin oluşmadığı tesbit edilmiştir. Rokni ve ark.'ları kullanılan sinterlenmiş poröz yüzey implantlar ile kemik-implant temas miktarının artış gösterdiğini, bu nedenle çok kısa implantlar kullanıldığında bile uzun dönem başarılı olabileceğini söylemişlerdir. Çalışmamızda kemik-implant teması % 100 osseointegre olarak modellenmiştir. Rokni ve ark.'nın çalışmada kemik-implant temasını arttıran implantlar sayesinde osseointegrasyon miktarı, çalışmamızda modellerde kullanılan bilgisayar ortamında hazırlanmış modellerde olduğu gibi tam osseointegrasyon kavramına yaklaşmış olabilir. Bu nedenle çalışmamızdaki risk faktörleri sonuçlarıyla benzerlik gösterebilir.

Kemik, kuvvet iletimi olmadığında fonksiyonsuzluk atrofisi nedeniyle rezorpsiyona uğrayabileceği gibi, aşırı kuvvet iletimi sonucunda meydana gelen yüksek streslere bağlı olarak da kemik rezorpsiyonuna uğrayabilir (139). Bu nedenle peri-implanter bölgede kemik stabilizasyonu ancak ideal kuvvet iletimi sayesinde oluşmaktadır. Peri-implanter kemiğin stabilizasyonu açısından son dönemlerde ortaya çıkan diğer bir parametre de 'platform switch' uygulamasıdır. Bu uygulamada belli bir çapa sahip dental implant boynundan daha dar çaplı post kullanılmaktadır. Böylece post-implant bağlantı bölgesi implant merkez aksına daha yakın bir bölgeye çekilmektedir. Bu tasarım 1991 yılında Implant Innovations, Inc. (3i, Palm Beach Gardens, FL) tarafından 5 ve 6 mm çapında implant tasarımlarının piyasaya sürülmesiyle rastlantısal olarak ortaya çıkmıştır. Piyasaya sürülen bu implantlarla

eşleşen postlar henüz yapılmadığı için hekimler daha küçük çaplı postlar kullanmak zorunda kalmışlardır. Yapılan 5 yıllık takip sonucunda standart implant kullanımına bağlı kemiğin tipik rezorbsiyonunun bu tasarımda görülmediği ortaya çıkmıştır. Porter ve ark.ları (200) bu durumun implant abutment bağlantısının implant merkez aksına daha yakın yerleştirilmesiyle birlikte dişeti dokusu ile çepeçevre kaplanan abutmentin kemiğe infiltrasyonu engellemesine bağlamıştır. Bu tasarımı oluşturabilmek için kalın yumuşak dişeti ve yeterli interokluzal mesafe varlığında implant kemik seviyesinde yerleştirilebilir. Eğer yeterli dişeti dokusu yoksa ve interokluzal mesafe kısıtlıysa subkrestal yerleştirme daha uygun olacaktır. Her iki durumda da dar çaplı abutment seçilerek bağlantının implant merkez aksına yakınlaştırılması esastır. Platform switch tekniği giderek yaygınlaşmakta olup günümüzde birçok implant sisteminde kemik rezorpsiyonunu önlemek ve implant-post birleşim bölgesinde diş eti miktarını artırarak estetik başarıyı kazanmak için kullanılmaktadır. Çalışmamızda platform değişimi 0.5 mm olarak belirlenmiş 4mm lik standart çaptaki implantın üzerine 3.5 mm lik abutman tasarlanıp kontrol modeli olan 4mm çapındaki abutman ile krestal kemikte oluşturdukları stresler değerlendirilmiştir. Çalışmamızda 0.5 mm lik platform değişimi uygulanan modellerde standart post kullanılan modellere göre genel olarak peri-implanter kemikte benzer yada daha yüksek stres değerleri tesbit edilmiştir.

Literatürde platform switching tasarımı ile ilgili stres dağılımını incelemek amacıyla yapılan sonlu elemanlar analizleri bulunmaktadır. Pessoa ve ark (201) 2010 yılında yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında üst çene santral dişi bölgesine immediate olarak çekim boşluğuna yerleştirilen 4.3mm çapında 13 mm boyunda bir implant modellemiştir. Üst yapı olarak 4.3 mm çapında ve 3.8 mm çapında iki farklı abutman tasarlayarak kontrol modeli ve çalışma modeli oluşturmuşlardır. Palatinal bölgeden 50-100-200 N olmak üzere 3 farklı kuvvet uygulamışlar ve 0.5 mm lik platform switching tasarımını ve standart abutment tasarımını karşılaştırılmışlardır, platform switch tasarımının kemik içerisinde oluşan stresler açısından önemli bir fark yaratmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar biyomekanik olarak abutment implant birleşiminin merkeze alınmasının abutman vidasında ufak bir miktar stresi arttırdığını belirtmişlerdir. Elde edilen sonuçlar bizim

çalışmamıza benzerlik göstermiş 0.5 mmlik platform değişiminin üst çene ön bölgede ciddi bir fark yaratmadığı belirtilmiştir.

Canay ve Akça (200) 2009 yılında yaptıkları diğer bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında çap değiştirme miktarının periimplanter bölgede yarattığı stres değişimini incelemişlerdir. Bu çalışmada sekiz farklı model oluşturularak her modelde farklı çapa sahip abutmentlar kullanılarak platform switching miktarı artırılmıştır. Çalışma sonucunda platform switching miktarının kemik içerisinde oluşan stres miktarını ve dağılımını etkilemediği, oysaki miktar arttıkça implant ve abutment bölgesindeki stresin önemli derecede arttığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda kron yüksekliği arttıkça peri-implanter bölgedeki kemikte stres artışı olurken, platform değişimi uygulanan postlarda implant uzunluğu arttıkça bukkal kemikteki stres bütün kron yüksekliklerinde azalmıştır (7-a,7-b,8-a,8-b,model 9-a,9-b) . Ayrıca çalışmamızda kron uzunluğu arttıkça platform switching uygulanmış modellerde bukkal yüzeydeki stresler palatinal yüzeydeki streslerden her implant uzunluğunda daha düşük saptanmıştır yani bir diğer değişle platform switching uygulaması, kron uzunluğu arttıkça stresleri bukkal yüzeyden palatinal yüzeye doğru yoğunlaştırmıştır. Bu durum özellikle maksillada ön bölgede yüksek kron uzunluğuna sahip restorasyonlarda ve ince fenotipteki kemik yapılarında rezorpsiyonun azaltılması açısından önem içerebilir yada bukkal yüzeyde kemik augmentasyonu yapılması gerektiği durumlarda platform switching özelliği olan implantlar stresi daha dayanıklı olan palatinal kemikte yoğunlaştıracığı açısından avantaj sağlayabilir.

Çalışmamızda platform değişimi yapılan modellemelerde standart post kullanılanlara göre, stresin implant-post bağlantısında artmış olduğu görülmektedir. Özellikle uzun kron boyu kullanılan restorasyonlarda stres daha da artış göstereceğinden, platform değişimi uygulanan implantlarda post vidası gevşemesi, implant-post bağlantısında kırık gibi biyomekanik komplikasyonlarla karşılaşılma riski yüksek olabilir. Bu nedenle platform değişimi yapılan implantların implant-post bağlantıları son derece kuvvetli olmalıdır. Günümüzde platform değişimi yapılan implant sistemlerinde biyomekanik komplikasyonlarla karşılaşılmasından kaçınılması için, konik bağlantı gibi post-vida gevşeme sıklığı düşük olan bağlantıların yanısıra, implant-post

bağlantılarında daha sert titanyum özellikli (Grade 5 titanyum gibi) alaşımlar tercih edilebilir.

Chang ve ark (203) 2010 yılında yaptıkları sonlu elamanlar analizi çalışmasında maksillanın birinci molar bölgesine 4.1 mm çapında ve 10mm uzunluğunda iki model hazırlamışlar, bir modele 4.1mm çapında diğerine 3.4 çapında abutman tasarlamışlardır, 200 N dikey ve 40 N yatay yüklemeler sonucunda platform switching modeli ile standart model arasında kemiğe iletilen stresi değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak platform switch modelinde kemik içerisinde oluşan stres değerlerinin azaldığı belirtilmiştir. Maeda ve ark. (204) 2007 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 4x15 mm çapında bir implantın kemikle çevrelendiği iki adet model oluşturulmuştur. Bir modelde implant 4 mm çapında abutman kullanılarak diğer modelde ise 3.25 mm abutman (Platform switching) kullanılarak kuvvet uygulaması yapılmış, stres değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda araştırmacı platform switching modelinde kemik çevresinde daha az stres oluştuğunu ancak implant ve vida içerisindeki streslerin bu modelde arttığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda ise platform switching tasarımına sahip modellerdeki kemik içerisindeki stres değerleri, aynı çapta standart abutment kullanılan modellerden bir miktar daha yüksek bulunmuştur.

Bu durumun sebebi Maeda'nın çalışmasında implantın kemik içerisinde subcrestal olarak yerleşimi sonucu abutment boynunun kemik ile desteklenmesi olabilir. Bizim çalışmamızda platform switch örneklerinde kemik ile aynı seviyede yerleştirilen implant kullanılması sebebiyle kemik ile destekleme olmamıştır. Bu nedenle abutment modelinin bu bölgede matematiksel olarak daha zayıfladığı düşünülmektedir. Ayrıca yapılan modellemelerin farklı olması, farklı bölgeler için yapılması ya da farklı tip yükleme yapılmasında bizim çalışmamızda elde edilen bulguların farklılığını açıklayabilir. Bizim çalışmamızın literatürdeki diğer benzeri çalışmalardan en önemli farkı implant uzunluğundaki değişikliğin ve kron uzunluğundaki değişikliklerin platform switching yapılan modellerde nasıl bir farklılık yarattığını sorgulamasıdır. Literatürdeki çalışmaların çoğunda standart bir implant uzunluğu ve standart bir kron uzunluğu alınıp platform switching tek implant üzerinden değerlendirilmiştir, değişken olarak ise yükleme koşullarına dikkat çekilmiştir bizim çalışmamızdaki kadar fazla

model oluşturulmamıştır. Var olan çalışmaların çoğunda kontrol modeli olarak geniş çaplı ve uzun implantlar modellenmiş ve bu modeller platform switching uygulaması yapılan modellerle kıyaslanmıştır. Bizim çalışmamızdaki gibi kısa implantlarda platform switching uygulamasını sorgulayan bir çalışma mevcut değildir

Schrotenboer ve ark. (204) 2009 yılında yapmış oldukları iki boyutlu bir stres analizi çalışmasında platform switching ve mikroyiv dizaynlarının krestal kemikte oluşturduğu farklılıkları incelemişlerdir. Çalışmada 5 mm çapında ve 13 mm boyunda iki adet implant modellenip birinin boyun kısmı cilalı diğerinin ise mikroyivli olacak şekilde modeller hazırlanmıştır. İmplantlar alt çene küçük azı bölgesine yerleştirilecek şekilde düşünülüp kemik modellenmiş, implantlara 100 N luk bir kuvvet dikey ve yatay olacak şekilde uygulanmıştır. Her iki modele de % 20 (4 mm abutman) ve % 10 (4.5 mm abutman) platform switching özelliği olan daraltılmış abutmanlar modellenip veriler incelenmiştir. Sonuç olarak mikroyiv modelindeki krestal kemikteki stresler cilalı yüzey modeline göre % 29 oranında daha fazla tespit edilmiş, platform switching uygulamasının ise dikey yüklemeler de cilalı yüzey modelinde stresi % 5.6 dan % 4.9 a, mikroyiv modelinde ise % 6.3 den % 5.4 e düşürdüğü belirtmişlerdir. Bu çalışmanın da bizim çalışmamızla arasındaki en dikkat çekici farkı modellerin geniş çaplı olması ve uzun bir implant modellenmesidir.

Khuruna ve ark. (206) 2011 yılında yapmış oldukları bir çalışmada Schrotenboer ve ark.larının çalışmasındaki modellere çok yakın modeller oluşturulup mikroyiv dizaynının cilalı yüzey dizaynıyla kıyaslaması yapılmıştır. İmplant çapı olarak 5.0 mm uzunluk olarak 10 mm lik model alt çene küçük azı bölgesi için tasarlanıp üstüne 5.0 mm- 4.5 mm- 4.0 mm-3.5 mm abutman yerleştirilip 100 N luk dikey ve yatay kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda Schrotenboer ve ark.larının çalışmasındaki sonuçların çok benzeri sonuçlar elde edip mikroyiv dizaynının krestal kemikte stress dağılımı açısından avantaj sağlamadığı platform switching tekniğinin ise krestal kemikteki stresleri azaltmakta etkili olduğu belirtilmiştir

Canullo ve ark. (207) 2011 yılında yapmış oldukları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında 3 model oluşturmuşlar birinci modelde 3.8 mm implant çapındaki modele 3.8 mm çapında abutman oluşturarak standart çaplı kontrol modeli elde

etmişler. İkinci modelde 5.5 mm çapındaki implanta 5.5 mm çapında abutman oluşturarak geniş çaplı kontrol modeli tasarlamışlar. Üçüncü modelde ise 5.5 mm implant çapına 3.8 mm çapında abutman oluşturarak araştırma modeli oluşturmuşlardır. Çalışmada modellere 130 N dikey, 90 N yatay kuvvetler uygulamışlardır. Sonuç olarak standart modelde kortikal kemikte oluşan stres 78 mpa standart geniş modelde 40 mpa araştırma modelinde ise 30 mpa olarak ölçülmüştür, kansellöz kemikte ise standart modelde 67 pa, standart geniş modelde 51pa, araştırma modelinde ise 48 pa olarak saptanmıştır. Platform switching tekniğinin hem kortikal hem de kansellöz kemikte belirgin bir azalma oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan en büyük farklılığı ise platform switching miktarındaki değişiktir, biz çalışmamızda üst çene ön bölgede modelleme yapmayı planladığımız için bu bölgenin anatomic yapısına uygun 4mm lik standart çaptaki implantta platform switching uygulamasını araştırdık canullo ise 5.5 mm lik geniş çaplı bir implantta 1.7 mm platform switching uygulayarak bizim platform switching miktarımızın 3 katından fazla bir miktar belirlemiş ve bunun sonuçlarını araştırmıştır.

Canullo ve ark. (208) yine 2011 yılında yapmış olduğu klinik bir çalışmada dokuz hastanın posterior mandibulasına uyguladığı 22 adet implantı 36 ay takip etmiştir. İmplant uzunluğu 13mm implant çapları ise 3.8mm - 4.3mm - 4.8mm - 5.5mm olarak değişmektedir. İmplantlar üzerine yerleştirilen abutman çapı ise 3.8 mmdir. Kontrol grubu olarak tasarlanılan 3.8 mm lik implanttan beş adet 4.3 mm lik implanttan altı adet, 4.8 mmlik implanttan ise altı adet implant takip edilmiştir. Standart radyografilerimplant yerleşiminden sonra ve 36 ay sonra alınmıştır. Bu takibin sonucunda araştırmacı kontrol grubu etrafındaki krestal kemik rezorbsiyonunu 1.358 mm, 4.3 mm çapında implantın etrafında 0.832 mm, 4.8 mm çapında implantın etrafında 0.486 mm, 5.5 mm çapında implantın etrafında 0.375 mm olarak saptamışlardır. Platform switching miktarının artmasının kemik etrafındaki rezorbsiyonu azalttığına dikkat çekmişlerdir.

Tabata ve ark (209) 2011 yılında yapmış oldukları sonlu eleman analizi çalışmasında üç adet model oluşturmuşlardır. Birinci modelde (standart çaplı kontrol modeli) 4.1mm çapındaki implanta 4.1mm çapında bir abutman oluşturmuşlar, ikinci

modelde (platform switching modeli) 5.0 mm çapında geniş çaplı implanta 4.1 mm çapında bir abutman oluşturmuşlar, son modelde (geniş çaplı kontrol modeli) ise 5.0 mm çapındaki implanta 5.0 mm çapında bir abutman oluşturmuşlardır. Kron uzunluğu olarak 8mm kron genişliği olarak da 8mm olacak şekilde bir kron tasarlamışlardır. 100 N dikey ve 30 N yatay yükleme sonucunda çıkan sonuçları değerlendirmişlerdir. Platform switching uygulanan modelde, implantta oluşan stres dikey yüklemde % 17.5 yatay yüklemde % 9.3 oranında, kemikte oluşan stresin ise dikey yüklemde % 46.6 yatay yüklemde % 26.7 oranında azaldığını belirtilmiştir ,fakat implant çapındaki artışın platform switching uygulamasından daha çok stres azalttığı belirtilmiştir. Tabata ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak geniş çaplı implant modelinde platform switching tekniğini biyomekanik açıdan sorgulamışlardır, seçtikleri platform switching miktarı bizim çalışmamızdaki miktarın 2 katına yakındır.

Fickl ve ark (210) yaptıkları 1 yıllık klinik takip çalışmasında 89 adet dental implant kemik augmentasyonu gerektirmeyen sağlam kemik içine yerleştirilmiştir. Birinci grupta geniş çaplı implant üzerine standart çapta iyileşme başlığı takılırken ikinci grupta standart çaptaki implant üzerine standart çapta iyileşme başlığı takılarak kontrol grubu oluşturulmuştur. Restorasyon yerleştirilmesi ve 1 yıllık takip sürecinde alınan standart radyograflar kullanılarak periimplanter bölgedeki kemik değişimi incelenmiştir. Sonuçta 89 implant ve 36 hasta üzerinde yapılan karşılaştırmalı sonuçlara göre platform switching konseptine sahip implantların çevresinde 1 yıllık takip sürecinde standart implant-abutmant dizaynına göre çok daha az kemik kaybı görülmüştür. Bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Araştırmacı bu çalışmanın sonucuna dayanarak platform switching konseptinin periimplanter kemik kaybını azalttığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda platform switching modellerinde periimplanter kemik bölgesinde daha fazla stres birikimi görülmesine rağmen bu stres değerinin uzun vadede kemik üzerinde indükleyici bir etkisi olabilir. Dolayısıyla FEM analizi çalışmalarında bulgular yorumlanırken yüksek stresin zarar verici olduğu, düşük stresin ise avantajlı olduğu düşünülmektedir. Ancak gerçek hayatta peri-implanter kemiğin stabilizasyonunun korunması için belirli bir stres eşiğine ihtiyaç vardır. Peri-implanter kemik bu eşiğin altındaki ve üstündeki kuvvetlerde rezorpsiyona uğrayabilir,

ancak ideal stres değerlerinde fizyolojik remodelizasyon sürecine girerek stabilizasyonunu koruyabilir. Klinikte ideal stres değerlerinin tam olarak tesbit edilmesi mümkün olamadığından, bu değerlerin FEM çalışmalarında kullanılabilmesi de imkansızdır. Bu nedenle FEM modellemelerinde stres değerlendirmeleri yapılırken genellikle alt ve üst aşırı değerlere göre yorum yapılmaktadır. FEM çalışmalarından elde edilen sonuçların mutlaka klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Bateli ve ark (211) yaptıkları sistematik derleme çalışmasında farklı implant boyun konfigürasyonlarının marjinal kemik seviyesi üzerinde etkileri incelenmek istenmiştir. Bu amaçla 1976-2009 yılları arasında marjinal kemik bölgesi ve marjinal kemik seviyesini içeren en az 5 yıllık takip çalışmaları dikkate alınmıştır. Arama terimleri “implant boynu”, “marjinal kemik kaybı”, “boyun dizaynı”, “kemik remodellingi” olarak belirlenmiştir. Konuyla alakalı olarak bulunan 3517 adet çalışmada 8 farklı boyun tasarımı marjinal kemik seviyesini korumak için önerilmiştir. Bu metodlar implant boyununun uzunluğunu değiştirmek, implant yüzey karakteristikleri, implant çapı, yerleştirme derinliği, mikroyivlerin eklenmesi ve platform switching tasarımıdır. Belirlenen kriterlere dayanarak bu araştırmalardan 20 tanesi çalışmaya dahil edilmiştir. Bunlar; mikroyiv kullanımı(1 çalışma), implant yüzey karakteristiği modifikasyonu(11 çalışma), implant çapı(4 çalışma), yerleştirme derinliği(2 çalışma), tek parça implant kullanımı(3 çalışma) ve platform switching tasarımı(1 çalışma)’dır. Bu çalışmaların heterojen olması ve belirlenen kriterlerin farklılığı nedeniyle implant boyun bölgesini korumak için yapılabilecek doğru uygulama ile ilgili bir kanıt elde edememişlerdir. Yeterli çalışma bulunamadığından araştırmacı uzun dönemli randomize kontrollü klinik çalışmalara gereksinim olduğunu belirtmiştir.

Serrano-Sanchez ve ark (212) 2011 yılında yaptıkları diğer bir derleme çalışmasında platform switching tasarımının oral sert ve yumuşak dokular üzerindeki etkisini incelemektir. Bu amaçla Medline ‘da “platform switching” olarak indekslenen bütün İngilizce yayınlar kullanılmıştır. Klinik vakalar, deneysel çalışmalar, ve literatür derlemeleri çalışmaya dahil edilmiştir. Bu derleme sonucunda 16 tane vaka raporu, 10 adet test ve kontrol çalışması, 9 deneysel çalışma ve 3 adet derleme çalışması bulunmuştur. Farklı araştırmacılar tarafından platform switching tasarımını

periimplanter kemik koruması açısından bir gelişme olarak nitelendirmişlerse de ileri kontrol çalışmalarına gereksinim olduğunu belirtmişlerdir.

Atieh ve ark (213) 2010 yılında yaptıkları diğer bir meta analiz çalışmasında daha önce yapılan çalışmalarda platform switching konsepti ile ilgili olarak bilimsel bir bulgudan çok rastlantısal sonuçlara ulaşıldığından bahsedilerek daha kanıta dayalı bulgular için meta analiz gereksinimi öne sürülmüştür. Bu amaçla 2010 mart ayına kadar yapılan elektornik tarama , el ile tarama ve bazı bilimsel dergilerin taranması sonucunda kontrollü çalışmalar araştırmaya dahil edilerek bu çalışmalar PRISRM (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses statement) esasına dayanarak değerlendirilmiştir. Bu duruma dayanarak yapılan meta analiz sonucunda 1239 implant içeren 10 çalışma kabul edilmiştir. İstatiksel sonuçlara göre platform switching konseptine sahip implantlarda standart tasarıma göre daha az kemik kaybı görülmüştür. (MD: -0.37; 95% CI: -0.55 to -0.20; P <0.0001). İmplant kayıpları ile ilgili olarak gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir (RR: 0.93; 95% CI: 0.34 to 2.95; P = 0.89). Bu derleme ve meta analiz çalışmasına dayanarak araştırmacılar platform switching konseptinin interimplant bölgede kemik kaybını azalttığını göstermişlerdir. Marjinal kemik kaybı implant abutment boyut farklılığı ile ters orantılı bulunmuştur. Araştırmacılar ileri takip çalışmalarının gerekliliğinden bahsetmişlerdir.

Sonuç olarak çalışmamızda elde edilen sonuçlar modellerin matematiksel incelemesinden ibaret olduğu için genel mekanizma ve materyaller hakkında belli bir koşul durumunda bilgi vermektedir. Oysaki klinik şartlarda doğal ve biyolojik durum ve şartlar içerisinde bilgi sahibi olunabilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda elde edilen veriler sonucunda birtakım sonuçlara ulaşılabilmesine rağmen bu koşulların değerlendirilmesinde ileri klinik çalışmalara gereksinim vardır.

SONUÇLAR

1-Bütün modellerde implant boyunun artırılması kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma, üstyapı içerisindeki Von mises stres değerlerinde azalmaya neden olmaktadır.

2-Kron boyunun artırılması kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma, üstyapı içerisindeki Von mises stres değerlerinde artmaya neden olmuştur, en yüksek stres değerleri kron implant oranının en fazla olduğu modellerde elde edilmiştir

3-Abutment çapının daraltılarak platform switch özelliği kazandırılan modellerde kemik içerisindeki gerilme ve sıkışma değerleri standart çaplı abutment kullanılan modellere göre benzer yada yüksek bulmuştur, 0.5 mm lik platform switching miktarının 4 mm çapındaki implantlarda anterior maksillada streslerde önemli bir değişiklik yaratmadığı tespit edilmiştir. Sadece 12mm lik implantın bukkal bölgesinde stresler bir miktar daha az tespit edilmiştir

4-Platform switching tekniği kısa implantlar etrafındaki krestal kemikte oluşan stresleri standart çaplı abutmanlara kıyasla bir miktar arttırmıştır, uzun implant kullanımında ise platform switching tekniği standart çaplı abutmanlara kıyasla krestal kemikte oluşan stresleri azaltmıştır.

5-Kemik içerisinde oluşan en büyük gerilme ve sıkışma tipi stresler ise uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak daha çok bukkal ve lingual bölgelerde görülmüştür.

6-Platform switch özelliği kazandırılan modellerde kron yüksekliği arttıkça krestal kemiğin bukkalindeki stresler palatinalindeki streslere oranla azalma göstermiştir.

7- Üstyapı içerisinde oluşan en büyük stresler abutment boynunda, abutment-implant birleşim bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Platform değişimi yapılan modellerde implant post birleşim bölgesindeki stres değerlerini arttırmıştır.

KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416
2. Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR, Carranza FA. Carranza's Clinical Periodontology. (10th Ed), 2006; St Louis, Saunders Elsevier.
3. Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated Prostheses, "Nature of implant abutments". Quintessence, Chicago, s.89, 1985.
4. Lazzara RJ, Porter SS. A new concept in implant dentistry for controlling post-restorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; Feb 26(1):9-17.
5. Clelland NL, Lee KL, 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(2):95-100.
6. Tonetti MS. Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res* 1999; 13:173-180.
7. Bathe KJ. Finite element procedures, Prentice-Hall, Engelwood Cliff, 1995.
8. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4) 257-270.
9. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Max Impl* 1994; 9:345-360.
10. Ergatoudis I, Irons BM, Zienkiewicz OC. Curved, isoparametric, quadrilateral elements. *Int J Solids Struct* 1968; 4(1):31-42.
11. Rzemieniecki JS. Theory of matrix structural analysis. *J Sound Vibration* 1969; 10(2):358-359.)

12. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Max Impl* 2005;20:533-539.
13. Carlsson GE, Haraldson T. Functional response in tissue integrated prostheses osseointegration. In Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors: *Clinical Dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985.
14. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: Prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996; 8 (9):875-883.
15. Balaji S.M. (2002) Management of deficient anterior maxillary alveolus with mandibular parasymphiseal bone graft for implants. *Implant Dent*; 11; 363-369
16. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Max Impl* 1997 ;12 :360-370.
17. Wang TM, Wang JS, Chang CF, Lin LD. Effects of crown-implant height ratio on peri-implant bone stress. *IADR Abstract* ;2002 :80th IADR Meeting San Diego
18. Oikarinen K.S, Sandor G.K.B, Kainulainen V.T, Salonen-Kemppi M. (2003) Augmentation of the narrow traumatized anterior alveolar ridge to facilitate dental implant placement. *Dent Traumatol*; 19: 19-29
19. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100
20. Aykent, F., Inan, O., Ozyesil, A.G. ve Alptekin, N.O. (2007). A 1- to 12-year clinical evaluation of 106 endosseous implants supporting fixed and removable prostheses. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(4), 358-67.
21. Mericske-Stern, R., Steinlin Schaffner, T., Marti, P. ve Geering, A.H.(1994). Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research*, 5(1), 9-18.
22. Lekholm U, Zarb GA. Patient Selection And Preparation, İçinde Albrektsson T, editor. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co; 1985.199-209

23. Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M.M., Kedici, P.S., Kansu, G. (2003). *Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Subesi Yayınları Sayı:1. Birinci Baskı, Ankara
24. Fagan MJ, Misch C. *Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1990.
25. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 1. *Compend Contin Educ Dent*. 1995; 16(10):1060-1069
26. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 2. *Compend Contin Educ Dent*. 1995; 16(11):1132-1136
27. Tunalı, B. (1996). *Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul.
28. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008;79(11):2166-72.
29. Özdemir, T. (1998). *Oral İmplantoloji*, In; Tam Protezler, Çalikkocaoglu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı, İstanbul,
30. Lemons J; Natiella J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental clinics of North America* 1986;30(1):3-23.
31. Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi. Marmara Üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul 2007
32. Hobo S, Ichida E and Garcia LT *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, First Edition, Quintessence Pub Co Inc. (Tokyo) 1990
33. Lindhe J., Karring T., Lang P.N.:Clinical periodontology and implant dentistry. Ed: 2000. Sweden
34. Spiekermann H., Jansen K.V., Richter J. E.: A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 10: 231–243,1995.
35. Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. ve digerleri. (1977). *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous*

- jaw. Experience from a 10-year period. *Scand Journal of Plastic & Reconstructive Surgery*, 16, 1-132
36. Palacci P, Esthetic Implant Dentistry, Quintessence Books, 2001
 37. El Askary A.S., Meffert R.M, Griffin T.: Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dentistry*, 8: 173–85, 1999
 38. El Askary A.S., Meffert R.M., Griffin T.: Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dentistry*, 8: 265–77, 1999.
 39. Sumiya H, Eiji I, Lily TG. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Pub. Co. Inc.; 1996
 40. Zarb GA.: Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament? *Int. J.Oral Maxillofac. Implant*, 11:88–91, 1991..
 41. Gültekin B A. Farklı Platform Boyutlarına Sahip İmplantların Peri-İmplanter Dokular Üzerindeki Etkilerinin Klinik incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. 2009
 42. Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A. ve Lindstrom, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica* , 52(2), 155-70.
 43. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):361-4.
 44. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2): 95-105.
 45. Albrektsson, T., Johansson, C., Sennerby, L.: Biological aspects of implant dentistry :Osseointegration.*Periodontology* 2000, 2,58-73,2000.
 46. Dergin C.: ITI Dental İmplant Sisteminde Hemen Yüklemenin Marjinal Kemik Kaybına ve İmplantın Stabilitesine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi . Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. İstanbul. 2006
 47. Zarb GA., Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatmentoutcomes for dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80:641-64, 1998.

48. Karataşlı B. Farklı Altyapı Materyallerinin Kullanımının Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Mekanik Testler ile Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi. İst. Ün. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2010
49. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. Missouri, Elsevier Mosby, 2005.
50. Portmann M., Glauser R. : Report of a case receiving full-arch rehabilitation in both jaws using immediate implant loading protocols: a 1-year resonance frequency analysis follow-up. Clin. Implant Dent. Relat. Res., 2006;8(1):25-31.
51. Albrektsson T, Branemark P-I, Zarb G., Albrektsson T(eds): Bone tissue response In Tissue Integrated Prostheses, Quintessence 1985
52. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. J Oral Rehabil 2006; 33: 152–159.
53. Esposito M., Hirsch JM., Lekholm U, : Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. European Journal of Oral Sciences, 106:527–51, 1998.
54. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994; 64: 1775-1788.
55. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantitation of compressive stresses and its effects on bone remodelling. Bull Hosp Bone Joint Res 1977; 38: 90-3.
56. 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):585-98.
57. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. Int J Oral Implantol 1990; 6: 23-31.
58. Van Rossen IP, Braak LJ, de Putter C, de Groot K. Stress- absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990; 64: 198-205..
59. Lemons JE, Philips RW. Biomaterials for dental implants in Misch CE, editor: Contemporary implant dentistry, St Louis, Mosby, 1993.
60. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1992; 1(4): 289–294.

61. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32(4), 279-86.
62. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 59-63.
63. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby, St. Louis, 1993.
64. Watzak G, Zechner W, Ulm C, Tangl S, Tepper G, Watzek G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 408–416.
65. Frost HM. Perspectives: Bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 1992; 19(3): 257–271.
66. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. CV Mosby Co, St. Louis, 1980
67. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU):1. Redefining Wolff's law: The bone modelling problem. *Anatomical Records* 1990; 226: 403-13.
68. Pillar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design: Effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467–483.
69. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2000; 74(1): 3–15.
70. Şahin S, Çehreli M, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. Review. *J Dent* 2002; 30: 271-282.
71. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18 Suppl 3:97-113
72. Hobo S, Ichida E and Garcia LT *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, First Edition, Quintessence Pub Co Inc. (Tokyo) 1990
73. Stellingsma C, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:166-172

74. Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of fixed prosthodontics, Quintessence Publishing Co., Chicago, 1997.
75. Shugars DA, Bader JD, White BA. Survival rates of theeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. J Am Dent Assoc 1998;129:1085-1095.
76. Hebel KS, Gajjar RC Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent. 1997 Jan;77(1):28-35
77. Beumer H, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. *Int J Prosthodont* 1993;6:126-130
78. Çankaya, M.Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2005
79. Tunalı, B. (1996). *Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul.
80. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kemiğin Bukko-Lingual Açılanmasından Kaynaklanan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Araştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 1998
81. Hosny M, Duyck J, Van SD, Naert I. Within-Subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses: Up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont* 2000;13:340-346.
82. Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58.
83. Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transfered to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. J Prosthet Dent 91:144-50,2004.

84. Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoth H. Biomechanical effects of cervical lesion and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence* 2001; 32: 111–118.
85. Smedberg JI., Nilner K., Rangert B., Svensson SA., Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 1996;7:55-63.
86. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. ve Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
87. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-4.
88. Stern RM, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 345-354.
89. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:334-41.
90. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35.
91. Leinfelder KF, Lemons JE. Clinical restoration materials and techniques. Philadelphia 1988, Lea&Febiger.
92. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-848.
93. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(1):17-23.
94. Borrasi V., Giavaresi G., Fini M., Torricelli P., Tschon M., Chiesa R., Chiusoli L., Salto A., Volpert A., Giardino R., 2005. Comparative in vitro study on a ultra-high toughness and dense titanium coating. *Biomaterials* 26, 4948-4955.

95. Sauberlich, S., Klee, D., Richter, E.J., Hocker, H. ve Spiekermann, H. (1999). Cell culture tests for assessing the tolerance of soft tissue to variously modified titanium surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, 10(5), 379-93.
96. Buser D., Nydegger T., Hirt H.P.: Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, 13: 611–619,1998.
97. Klokkevold, P.R., Nishimura, R.D., Adachi, M. ve Caputo, A. (1997). Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clinical Oral Implants Research*, 8(6), 442–7.
98. Schwartz Z, Lohmann CH, Vocke AK, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Osteoblast response to titanium surface roughness and 1 α ,25-(OH)(2)D(3) is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway. *J Biomed Mater Res*. 2001;56(3):417-426.
99. Carranza FA, Newman MG. *Clinical Periodontology*, Philadelphia: Saunders Company; 1996,
100. Mc Neill C *Fundamental occlusal therapy consideration science and practice of occlusion* Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31. 1997
101. Craig J M, Powers JM. *Restorative dental materials*. St. Louis, Mosby, 2002.
102. Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis, 2003.
103. 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.
104. Jaffin R.A., Berman C.L. :The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology* 62: 2–4,1991.
105. Sonugelen M, Artunç, C. . *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*. İzmir: Ege Üniv. Dishek. Fak. Yayınları; 2002.
106. Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27:11-17,1996.
107. Binon, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* , 15(1), 76-94
108. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants

- related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-431.
109. 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.
 110. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koobusch 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.
 111. Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., Wright, R. F. (2005) Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 94(4), 377-81
 112. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. ,What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants?,*Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):293-6.
 113. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990 Feb; 48(2): 174-8.
 114. Winkler, S., Morris, H.F. ve Ochi, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22-31.
 115. Wyatt CCL, Zarb GA. Treatment Outcomes of Patients with Implant Supported Fixed Partial Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:204-211
 116. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrman I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. The 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
 117. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR., Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant.,*J Oral Rehabil*. 2004 Mar;31(3):233-9.
 118. Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C. ve Lekholm, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 173-80.

119. Siegle D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of Implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 333–340.
120. Magne P, Besler UC. *Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*. Chicago: Quintessence, 2002.
121. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Proshet Dent* 1984; 51(1):24–28.
122. Sclar AG. Systematic evaluation of the esthetic implant patient. In Sclar AG, ed. *Soft tissue and esthetic considerations in implant therapy*. Chicago: Quintessence. 2003; 13–41.
123. Olsson M, Lindhe J. Periodontal characteristics in individuals with varying forms of the upper central incisors. *J Clin Periodontol* 1991; 18(1):78–82.
124. Kan JY, Rungcharassaeng K, Umezu K, Kois JC. Dimensions of peri-implant mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *J Periodontol* 2003; 74(4): 557–562.
125. Saadoun AP, LeGall M, Touati B. Selection and ideal three dimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(9): 1063–1072.
126. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000; 71(4):546–549.
127. Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000; 5(1):119–28.
128. Potashnick SR. Soft tissue modeling for the esthetic single-tooth implants restoration. *J Esthet Dent* 1998; 10(3):121–131.
129. Nisapakultorn K, Suphanantachat S, Silkosessak O, Rattanamongkolgul S. Factors affecting soft tissue level around anterior maxillary single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Jun;21(6):662-70. Epub 2010 Apr 5.
130. Misch CE, Judy KWM. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implant* 1987; 4(2): 7–12.

131. Pietrokowski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent* 1975; 34(4): 456-462.
132. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B. Implant fixation improved by close fit. Cylindrical implant-bone interface studied in rabbits. *Acta Orthop Scand* 1998; 59(3):272-275.
133. Palmer R.M. (2002) *Implants in clinical dentistry*. Martin Dunitz, London: 131-163
134. Oikarinen K.S, Sandor G.K.B, Kainulainen V.T, Salonen-Kemppi M.(2003) Augmentation of the narrow traumatized anterior alveolar ridge to facilitate dental implant placement. *Dent Traumatol*; 19: 19-29
135. Misch C.M, Misch C.E, Resnik R.R, Ismail Y.H. (1995) Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: a preliminary procedural report. *Int. J. Oral and Maxillofacial Implants*; 7: 360-366
136. Schwartz-Arad D, Levin L, Sigal L. (2005) Surgical success of intraoral autogenous block onlay bone grafting for alveolar ridge augmentation. *Implant Dentistry*; 14: 131-138
137. Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, Michel JF. (2002) A prospective multicenter evaluation of 1,583 3i implants: 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17:820-828.
138. Ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G et al. Short (6mm) non submerged dental implants: Results of a multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1998 ;13 :791-798.
139. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assesment of crown-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Max Impl* 2005 ;20 :69-76.)
140. Stellingsma C, Meijer HJ, Raghoobar GM. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: A five-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;58:382-388.
141. Teixeira ER, Wadamoto M, Akagawa Y, et al. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: A five-year survival study. *J Prosthet Dent*. 1997;78:166-171.

142. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, et al. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: Early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:653-658.
143. Duyck, J., Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander, S.J. & Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*. 2001;12: 207–218.
144. Gültekin B A. Farklı Platform Boyutlarına Sahip İmplantların Peri-İmplanter Dokular Üzerindeki Etkilerinin Klinik incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. 2009
145. Berglundh, T. & Lindhe, J. (1996) Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *Journal of Clinical Periodontology*. 1996;23: 971–973.
146. Hermann J, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:559–571.
147. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in periimplant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255–261.
148. Hagiwara Y. Does platform switching really prevent crestal bone loss around implants? *Japanese Dental Science Review* (2010) 46, 122—131
149. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28:347—55.
150. Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Immediately loaded titanium implant with a tissue stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:276—82.
151. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent* 2009;18(3):260-9.

152. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res 2007;18(5):581-4.
153. Brauer, J.,R. (1993). What every engineer should know about finite element analysis. Second Ed. New York: Marcel Dekker, Inc., 1-5, 9-12, 269-270
154. 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.
155. Shigley JE, Mechanical Engineering Design, McGraw-Hill Book CoMPany 1986
156. Türkoğlu P. Alt Çeneye Uygulanan İmplantların Lineer Ve Doğrusal Olmayan Yerleşimlerinin Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. 2006
157. İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988; 12-342.
158. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A. Ü. Basımevi ,Ankara, 1993.
159. Franklin FE. Stress Analysis. Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience; 1998, pp 191-245.
160. Özgövde NO. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2003
161. LeGeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. J Bone Miner Res. 1993 Dec;8 Suppl 2:S583-96.
162. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials, Elsevier, USA, 2003.
163. Himmlova L, Dostolava T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91(1): 20–25.
164. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990; 21(7):563-70.
165. Hojjatie B, Anusavice KJ. Three-dimensional finite element analysis of glassceramic dental crowns. J Biomech 1990; 23(11):1157-1166.

- 166.Çaglar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(1):36–44.
- 167.Sagat G. Üst çene total dissizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin fem analiz yöntemiyle araştırması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2002
- 168.Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Earlyfailures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: A study fromstage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1991;6:142-146.
- 169.Buser D,von Arx T.Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants.*Clin Oral Impl Res* 2000 ;11 :83-100.
- 170.Fugazzotto PA.shorter implants in clinical practice :Rationale and treatment results.*Int J Oral Maxillofac Impl* 2008 ;23 :487-496.
171. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000;10–55.
172. Keskin C. Farklı yöntemlerle kanin distalizasyonu biyomekanisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1996.
173. 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* 2000; 45(7):543-550.
- 174.Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
- 175.İsmail YH, Pahountis NL, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a Blade implant. *Int J Oral Implant* 1987; 4(2):25-31.

176. Meijer HJA, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20(2):147-157.
177. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
178. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:710-718.
179. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 1999;17:29-32. Abstract.
180. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25:299-303.
181. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):249-57.
182. Ash MM. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion* ed. 7. Philadelphia: WB Saunders 1993; 128-273
183. Sevimay M, Üsümez A, Eskitaşçıoğlu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 73(1): 140–147.
184. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10(1):19 –27.
185. Wheeler RC. *An atlas of tooth form*. Toronto: Harcourt Canada; 1969; syf. 26.
186. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A three-dimensional finite element analysis *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22 (2):301-309
187. Akca K, Iplikcioglu 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

188. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.
189. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil* 1997;24:863-870.
190. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993; 2(3): 183-189.
191. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(1): 52–58
192. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(6):801-810.
193. Esposito M, Grusovin MG, Feice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. The efficacy of horizontal and vertical bone augmentation procedures for dental implants-a Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2009 ;Autumn ;2(3) :167-84.
194. Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6-5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2005 ;20 :930-7.
195. Nasr HF, Meffert RM. A proposed radiographic index for assessment of current status of osseointegration. *Int J Oral Max Impl* 1993;8:323-328.
196. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2009;20:67-72.
197. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A ten-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Impl Res* 2007;Dec;18(6):699-706.
198. Rangert BR, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture :a retrospective clinical analysis. *Int J Oral &Maxillofac Impl.* 1995 ;10 :326-334.

- 199.Salvi GE,Bragger U.Mechanical and technical risks in implant therapy.Int J Oral Max Impl 2009 ;24 :69-85. melo
- 200.Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A New Implant Design For Crestal Bone Preservation: Initial Observations And Case Report. Pract Proced Aesthet Dent. 2005 Nov-Dec;17(10):735-40.
- 201.Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E Jr, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Sep-Oct;25(5):911-9.
- 202.Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. Implant Dent. 2009 Jun;18(3):239-48.
- 203.Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304.
- 204.Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res. 2007 Oct;18(5):581-4. Epub 2007 Jun 30.
- 205.Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis.J Periodontol. 2009 Jul;80(7):1033-5
- 206.Khurana P, Sharma A, Sodhi KK. Influence of fine threads and platform-switching on crestal bone stress around implant a three dimensional finite element analysis. J Oral Implantol. 2011 Sep 9.
- 207.Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Vozza I.The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 Sep 1;16(6):e852-6.
- 208.Canullo L, Lannello G, Götz W. The influence of individual bone patterns on peri-implant bone loss preliminary report from a three year randomized clinicaland histological trial in patients treated with implants restored with matching diameter abutments or the platform switching concept. Int J Oral Maxillofac Implant 2011;26:618-630

- 209.Tabata L, Rocha E, Barao V, Assuncao W. Platform Switching : Biomechanical evaluation using three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2011;26:482-491
- 210.Fickl S, Zuhre O, Stein JM, Hürzeler MB. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May Jun;25(3):577-81.
- 211.Batelli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr;26(2):290-303.
- 212.Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA. The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 May 1;16(3):e400-5.
- 213.Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010 Oct;81(10):1350-66.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	MELİH	Soyadı	ÖZGEN
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	02.07.1982
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	35494705254
Email	frtmel82@hotmail.com	Tel	0533 355 95 84

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2005
Lisans		
Lise	Nişantaşı Anadolu Lisesi	2000

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
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft office	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları

Yayınları

1. Gültekin BA, Bayraktar M, **Özgen M**, Yalçın S. Maksiller sinüste kullanılan ogmentasyon materyalleri:Derleme. Oral İmplantoloji Dergisi 7(2),19-30,Kasım 2006.
2. Gültekin BA, **Özgen M**, Bayraktar M, Şiraliyev Ş, Akıllı E, Yalçın S. İmplantüstü tam seramik vidalı zirkonyum protezlerin klinik değerlendirilmesi: 1 yıllık pilot çalışma . Oral İmplantoloji Dergisi 8(1),49-55,Mayıs 2007.
3. Gültekin BA, Şiraliyev Ş, Bayraktar M, **Özgen M**, Akıllı E, Yalçın S.Bar ataşmanlı ve küresel bağlantılı implant-Üstü hareketli protezlerin klinik uygulamaları: Derleme. Oral İmplantoloji Dergisi 9(1),25-30,Mayıs 2008
4. Bayraktar M, **Özgen M**, Akıllı E, Gültekin BA, Şiraliyev Ş, Yalçın S. İmplant destekli bar ataşmanlı protezlerin klinik değerlendirilmesi. Oral İmplantoloji Dergisi Kasım 2008, Cilt 9, Sayı:2; Yayın

Tebliğler

1. Bayraktar M, Yalçın S, Gültekin BA, **Özgen M**. İmplantolojide biyomekanik prensipler. Türk Oral İmplantoloji Derneği 17. Uluslararası Bilimsel Kongresi ve Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı; 4-10 Haziran 2006; Club Med Palmiye,Kemer
2. **Özgen M**, Gültekin BA, Bayraktar M, Arısan V, Yalçın S. Peri-implanter rezorpsiyonun biyomekanik olarak incelenmesi Türk Oral İmplantoloji Derneği 18. Uluslararası Bilimsel Kongresi ve Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı; 3-9 haziran 2007; Club Med Palmiye-Kemer

3. Bayraktar M, Gültekin BA, **Özgen M**, Shiraliyev S, Yalçın S. İmplant uygulamalarında kuron-implant oranının incelenmesi. Türk Oral İmplantoloji Derneği XIX. Uluslararası Bilimsel Kongresi & Avusturya Oral Cerrahi ve İmplantoloji Derneği Ortak Toplantısı 8-14 Haziran 2008 Club Med Palmiye, Kemer.