T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

FARKLI ŞEKİLLİ MANDİBULALARDA UYGULANAN İMPLANT ÜSTÜ HAREKETLİ PROTEZLERDE BALL ATAŞMANLARIN LOKALİZASYONUNUN KEMİKTEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN FEM ANALİZİYLE İNCELENMESİ

SEMRA CAN ERKESEN

DANIŞMAN
PROF. DR. MUZAFFER ATEŞ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZ PROGRAMI

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Total parsiyel Protez Programında Semra Can Erkesen tarafından hazırlanan "Farklı Şekilli Mandibulalarda Uygulanan İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Ball Ataşmanların Lokalizasyonunun Kemikteki Stres Dağılımına Etkisisnin FEM Analiziyle İncelenmesi" başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

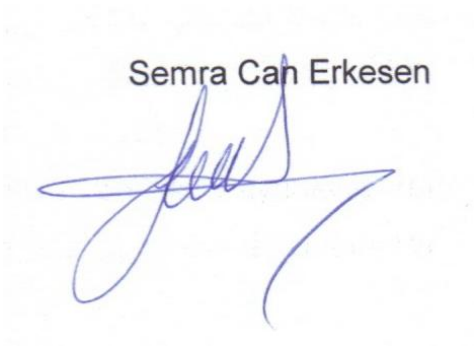
23 / 03 / 2011

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)	İmzası
1.Prof.Dr. Muzaffer Ateş İ.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	
2.Prof.Dr. Necat Tuncer İ.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	
3.Doç.Dr. Hasan Kurtaran G. Y. T. E. Tasarım ve İmalat A.B.D.	
4.Prof.Dr. Fatma Ünalan İ.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	
5.Prof.Dr. Olcay Şakar İ.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	

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.



İTHAF

Eşime ve Aileme
ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora sürecinde bilimsel konularda olduğu kadar karşılaştığım tüm zorluklarda da yardımlarını,bilgisini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili hocam **Sayın Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ**'e,

Fiziksel deneyin tasarlanması, gerçekleştirilmesi aşamasında ve sonlu elemanlar analizinde bana her türlü imkanı sunan, bilgi ve görüşleri ile bana ışık tutan Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Tasarım ve İmalat Anabilim Dalı öğretim üyelerinden, **Sayın Doç.Dr.Hasan KURTARAN**'a,

Eğitimime katkıda bulunan bilim dalımızın öğretim üyeleri **Sayın Prof. Dr. Necat TUNCER, Prof. Dr. Tayfun BİLGİN, Prof. Dr. Ömer KUTAY, Prof. Dr. Fatma ÜNALAN, Prof. Dr. Gülbahar Işık, Prof. Dr. Gülsen BAYRAKTAR, Prof. Dr. Olcay ŞAKAR** ve **Doç. Dr. Tonguç SÜLÜN**'e,

Çalışmamın bütün aşamalarında tüm bilgisi ile her zaman bana destek olan **Dr. Ahmet Altuğ ÇİLİNGİR**'e,

Doktora sürecinin her aşamasında yanımda olan sevgili arkadaşlarım **Özge AKSÜZEK**, **Burcu AKTAŞ** ve **tüm asistan arkadaşlarıma**,

Çalışmamın gerçekleşmesinde ve doktora sürecimde bana destek olan **TÜBİTAK** ve **İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi**'ne

Hayatımın her döneminde beni destekleyip, daima yanımda olan ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen **sevgili eşime** ve **aileme**,

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

Semra Can Erkesen

2011

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI ..... **iii**

BEYAN ..... **iv**

İTHAF ..... **v**

TEŞEKKÜR ..... **vi**

İÇİNDEKİLER ..... **vii**

TABLOLAR LİSTESİ ..... **xiv**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **xvi**

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... **xlv**

ÖZET ..... **xlvi**

ABSTRACT ..... **xlvii**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**

2. GENEL BİLGİLER **4**

2.1.Alveol Kavislerinin Şekil ve Boyutları 4

2.2.Dental İmplantlar 5

2.2.1.Dental İmplantların Tarihçesi 5

2.2.2.Dental İmplantların Tipleri 6

2.2.2.1.Dental İmplantların Kemik İle Olan İlişkilerine Göre 6

2.2.2.2.Kemik İçinde Kalan Ana Parçanın Geometrik Şekline Göre 7

2.2.2.3.Yüzey Özelliklerine Göre 8

2.3.Osseointegrasyon 10

2.3.1.Osseointegrasyon Sürecinde Meydana Gelen Erken Kayıpların Sebepleri 12
2.3.2.Osseointegrasyon Sürecinden Sonraki Kayıpların Sebepleri 12
2.3.2.1.Aşırı Oklüzal Kuvvetler 12
2.3.2.2.Peri-İmplantitis ve Kötü Ağız Hijyeni 13
2.3.2.3.Protez Planlamasının Uygun Olmaması 13
2.4.Yara İyileşmesi 13
2.4.1.Enflamatuvar safha 13
2.4.2.Proliferatif safha 14
2.4.3.Yeniden şekillenme (remodelling) safhasında 14
2.5.Kemiğin Özellikleri 14
2.6.Destek İmplant Sayısı 17
2.7. İmplant Destekli Hareketli Protezler(İDHP) 18
2.7.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin(İDHP) Avantajları 20
2.7.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin(İDHP) Dezavantajları 21
2.7.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde(İDHP) Tutucu Türleri 21
2.7.3.1.Top Başlı(Ball) Tutucular ve O-Ring: 22
2.7.3.3.Mıknatıs Tutucular 24
2.7.3.4.Teleskopik Tutucular 25
2.7.3.5.Locator Tutucular 26
2.8.Oklüzal Kuvvetler 26
2.9.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin(İDHP) Neden Olduğu Gerilmeler 29
2.9.1.İmplant Sayısı ve Tutucu Türünün Neden Olduğu Gerilmeler 32
2.10.Biyomekanik 34
2.10.1.İmplant Kemik Birleşiminin Biyomekaniği 35
2.10.2.İmplant Kemik Arayüzünün Elde Edilmesi 35
2.10.3.Osteointegre İmplantlar İle Tedavi Edilmiş Hastalarda Oklüzal Kuvvetler 36
2.10.4.Yükün İmplanttan Kemiğe İletimi 37

2.11.Gerilme Analizinde Kullanılan Teknik Terimler 39
2.11.1.Kütle (Mass) 40
2.11.2.Kuvvet (Force) 40
2.11.3.Moment (Torque) 41
2.11.4.Gerinim (Strain / Birim Uzama) 41
2.11.5.Gerilme 42
2.11.5.1.Çekme gerilmesi (tensile stress) 42
2.11.5.2.Basma gerilmesi (compressive stress) 43
2.11.5.3. Kayma gerilmesi (Shear stress) 43
2.11.6.Asal Gerilme (Principal Stress) 43
2.11.7.Mohr Dairesi 44
2.11.8.Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress / Eşdeğer Gerilme) 44
2.11.9.Elastik Limit 44
2.11.11.Hooke Kanunu 45
2.11.12.Elastiklik Modülü (Young's Modulus) 45
2.11.13.Lineer elastik cisim 45
2.11.14.İzotrop cisim 46
2.11.15.Homojen cisim 46
2.12.Gerilme Analiz Yöntemleri 46
2.12.1.Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi 46
2.12.2.Strain Gauge Gerilme Analiz Yöntemi 47
2.12.3.Kırılgan Vernik Tekniği İle Gerilme Analiz Yöntemi 48
2.12.4.Lazer Işınlı Gerilme Analiz Yöntemi 48
2.12.5.Radyotelemetri İle Gerilme Analiz Yöntemi 49
2.12.6.Termografik Gerilme Analiz Yöntemi 49
2.12.7.Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi 50
2.12.3.2.Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analiz 55

2.12.3.3.Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizde İzlenecek Yol 56

2.12.3.4.Sonlu Elemanlar Yönteminin Üstünlükleri 59

2.12.3.5.Sonlu Elemanlar Yönteminin Olumsuzlukları 60

2.12.3.6.Sonlu Elemanlar Yönteminin Kullanım Alanları 61

2.12.3.7.Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanılarak Yapılabilecek Analizler 62

2.12.3.8.İmplant Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanımı 63

3.GEREÇ VE YÖNTEM 68

3.1.Geometrik Modellerin Oluşturulması 69

3.1.1.Alt Çene Kemiği ve Yumuşak Dokunun Modellenmesi 69

3.1.2.İmplantlar ve Tutucu Parçaların Modellenmesi 72

3.1.3.Protezlerin Modellenmesi 73

3.1.4.Modellerin Montajı 74

3.2.Modelin Sonlu Elemanlar Programına Aktarılması 78

3.2.1.Malzeme Özelliklerinin Girilmesi 78

3.2.2.Ağ Yaratılması 79

3.2.3.Sistemin Birleştirilmesi 81

3.2.4.Sınır Koşullarının Belirlenmesi 82

3.3.Yüklemelerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kayıt Edilmesi 83

4.BULGULAR 86

4.1.Kare Modele Ait Bulgular 87

4.1.1.Kare Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 1) 87

4.1.1.1.Model 1'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 87

4.1.1.2.Model 1'de Sağ Ve Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi . 91

4.1.1.3.Model 1'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 96

4.1.1.4.Model 1'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 102

4.1.1.5.Model 1'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 108

4.1.2.Kare Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 2) 112

4.1.2.1.Model 2'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 112

4.1.2.2.Model 2'de Sağ Ve Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi117

4.1.2.3.Model 2'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 121

4.1.2.4.Model 2'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 127

4.1.2.5.Model 2'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 133

4.1.3.Kare Alt Çene Kemiğinde 1. Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 3) 137

4.1.3.1.Model 3'te Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 137

4.1.3.2.Model 3'te SağVe Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi142

4.1.3.3.Model 3'te Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 146

4.1.3.4.Model 3'te Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 152

4.1.3.5.Model 3'te Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 158

4.2.Üçgen Modele Ait Bulgular 162

4.2.1.Üçgen Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 4) 162

4.2.1.1.Model 4'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 162

4.2.1.2.Model 4'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi167

4.2.1.3.Model 4'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 171

4.2.1.4.Model 4'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 177

4.2.1.5.Model 4'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 183

4.2.2.Üçgen Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 5) 187

4.2.2.1.Model 5'te Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 187

4.2.2.2.Model 5'te Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 192

4.2.2.3.Model 5'te Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 196

4.2.2.4.Model 5'te Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 202

4.2.2.5.Model 5'te Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 207

4.2.3.Üçgen Alt Çene Kemiğinde 1. Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 6) 212

4.2.3.1.Model 6'da Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 212

4.2.3.2.Model 6'da Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi216

4.2.3.3.Model 6'da Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 221

4.2.3.4.Model 6'da Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 227

4.2.3.5.Model 6'da Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 233

4.3.Yuvarlak Modele Ait Bulgular 237

4.3.1.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 7) 237

4.3.1.1.Model 7'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 237

4.3.1.2.Model 7'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi242

4.3.1.3.Model 7'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 246

4.3.1.4.Model 7'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 252

4.3.1.5.Model 7'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 258

4.3.2.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 8) 262

4.3.2.1.Model 8'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 262

4.3.2.2.Model 8'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi267

4.3.2.3.Model 8'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 271

4.3.2.4.Model 8'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 277

4.3.2.5.Model 8'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 283

4.3.3.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde 1.Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 9) 287

4.3.3.1.Model 9'da Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 287

4.3.3.2.Model 9'da Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi292

4.3.3.3.Model 9'da Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 296

4.3.3.4.Model 9'da Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 302

4.3.3.5.Model 9'da Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi 308

5.TARTIŞMA 337

6.SONUÇLAR 355

7.KAYNAKLAR 357

ÖZGEÇMİŞ 380

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Literatürlerde yer alan bazı materyal özellikleri. 65

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve poisson oranları . 79

Tablo 3-2: Modellerin eleman ve düğüm sayıları. 80

Tablo 4-1:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa). 313

Tablo 4-2:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa). 314

Tablo 4-3:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa). 315

Tablo 4-4:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa). 316

Tablo 4-5:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa). 317

Tablo 4-6:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa). 318

Tablo 4-7:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen strain değerleri. 319

Tablo 4-8:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen strain değerleri. 320

Tablo 4-9:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa). 321

Tablo 4-10:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa). 322

Tablo 4-11:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri. 323

Tablo 4-12:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri. 324

Tablo 4-13: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 325

Tablo 4-14: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 326

Tablo 4-15: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 327

Tablo 4-16: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 328

Tablo 4-17: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 329

Tablo 4-18: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 330

Tablo 4-19: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 331

Tablo 4-20: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 332

Tablo 4-21: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa). 333

Tablo 4-22: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 334

Tablo 4-23: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 335

Tablo 4-24: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 336

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Frost'un mekanostat teorisine göre rezorpsiyon-birim uzama grafiği. 16

Şekil 2-2:Kuvvet altında ortaya çıkan çekme/germ ve basma/sıkıştırma gerilmeleri. ... 39

Şekil 2-3:F kuvvetinin O noktasına göre momenti. 41

Şekil 2-4:Bir cisme kuvvet uygulandığında ortaya çıkan çekme ve baskı deformasyonları. 47

Şekil 2-5:Analiz edilecek sistemin elemanlara bölünmesi. 50

Şekil 2-6:Tek boyutlu elemanlar. 52

Şekil 2-7:İki boyutlu elemanlar. 53

Şekil 2-8:Üç boyutlu elemanlar. 53

Şekil 4-9: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 91

Şekil 4-10: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 92

Şekil 4-11: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 92

Şekil 4-12: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 93

Şekil 4-13: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 93

Şekil 4-14: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 94

Şekil 4-15: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 94

Şekil 4-16: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) 95

Şekil 4-17: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındamukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 95

Şekil 4-18: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 96

Şekil 4-19: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 97

Şekil 4-20: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 98

Şekil 4-21: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 98

Şekil 4-22: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 99

Şekil 4-23: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 100

Şekil 4-24: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 100

Şekil 4-25: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 101

Şekil 4-26: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındamukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 101

Şekil 4-27: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 102

Şekil 4-28: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 103

Şekil 4-29: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 104

Şekil 4-30: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 104

Şekil 4-31: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 105

Şekil 4-32: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 106

Şekil 4-33: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 106

Şekil 4-34: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 107

Şekil 4-35: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 107

Şekil 4-36: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 108

Şekil 4-37: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 108

Şekil 4-38: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 109

Şekil 4-39: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 109

Şekil 4-40: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 110

Şekil 4-41: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 110

Şekil 4-42: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 111

Şekil 4-43: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 111

Şekil 4-44: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 112

Şekil 4-45: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 112

Şekil 4-46: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 113

Şekil 4-47: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 113

Şekil 4-48: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 114

Şekil 4-49: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 114

Şekil 4-50: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 115

Şekil 4-51: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 115

Şekil 4-52: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 116

Şekil 4-53: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 116

Şekil 4-54: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 117

Şekil 4-55: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 117

Şekil 4-56: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 118

Şekil 4-57: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 118

Şekil 4-58: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 119

Şekil 4-59: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 119

Şekil 4-60: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 120

Şekil 4-61: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) 120

Şekil 4-62: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 121

Şekil 4-63: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 121

Şekil 4-64: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 122

Şekil 4-65: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 123

Şekil 4-66: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 124

Şekil 4-67: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 124

Şekil 4-68: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 125

Şekil 4-69: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 126

Şekil 4-70: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 126

Şekil 4-71: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 127

Şekil 4-72: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 127

Şekil 4-73: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 128

Şekil 4-74: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 129

Şekil 4-75: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 129

Şekil 4-76: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 130

Şekil 4-77: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 131

Şekil 4-78: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 131

Şekil 4-79: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 132

Şekil 4-80: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 132

Şekil 4-81: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 133

Şekil 4-82: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 133

Şekil 4-83: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 134

Şekil 4-84: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 134

Şekil 4-85: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 135

Şekil 4-86: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 135

Şekil 4-87: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 136

Şekil 4-88: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 136

Şekil 4-89: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 137

Şekil 4-90: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 137

Şekil 4-91: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 138

Şekil 4-92: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 138

Şekil 4-93: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 139

Şekil 4-94: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 139

Şekil 4-95: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 140

Şekil 4-96: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 140

Şekil 4-97: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 141

Şekil 4-98: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 141

Şekil 4-99: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 142

Şekil 4-100: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 142

Şekil 4-101: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 143

Şekil 4-102: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 143

Şekil 4-103: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 144

Şekil 4-104: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 144

Şekil 4-105: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 145

Şekil 4-106: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) 145

Şekil 4-107: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 146

Şekil 4-108: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 146

Şekil 4-109: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 147

Şekil 4-110: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 148

Şekil 4-111: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 148

Şekil 4-112: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 149

Şekil 4-113: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 150

Şekil 4-114: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 150

Şekil 4-115: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 151

Şekil 4-116: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 151

Şekil 4-117: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 152

Şekil 4-118: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 153

Şekil 4-119: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 154

Şekil 4-120: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 154

Şekil 4-121: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 155

Şekil 4-122: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 156

Şekil 4-123: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 156

Şekil 4-124: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 157

Şekil 4-125: Model 13'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları... 157

Şekil 4-126: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 158

Şekil 4-127: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 158

Şekil 4-128: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 159

Şekil 4-129: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 159

Şekil 4-130: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 160

Şekil 4-131: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 160

Şekil 4-132: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 161

Şekil 4-133: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 161

Şekil 4-134: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 162

Şekil 4-135: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 162

Şekil 4-136: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 163

Şekil 4-137: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 163

Şekil 4-138: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 164

Şekil 4-139: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 164

Şekil 4-140: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 165

Şekil 4-141: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 165

Şekil 4-142: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 166

Şekil 4-143: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 166

Şekil 4-144: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 167

Şekil 4-145: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 167

Şekil 4-146: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 168

Şekil 4-147: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 168

Şekil 4-148: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 169

Şekil 4-149: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 169

Şekil 4-150: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 170

Şekil 4-151: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) 170

Şekil 4-152: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 171

Şekil 4-153: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 171

Şekil 4-154: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 172

Şekil 4-155: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 173

Şekil 4-156: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 173

Şekil 4-157: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 174

Şekil 4-158: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 175

Şekil 4-159: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 175

Şekil 4-160: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 176

Şekil 4-161: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 176

Şekil 4-162: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 177

Şekil 4-163: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 178

Şekil 4-164: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 179

Şekil 4-165: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 179

Şekil 4-166: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 180

Şekil 4-167: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 181

Şekil 4-168: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 181

Şekil 4-169: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 182

Şekil 4-170: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 182

Şekil 4-171: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 183

Şekil 4-172: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 183

Şekil 4-173: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 184

Şekil 4-174: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 184

Şekil 4-175: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 185

Şekil 4-176: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 185

Şekil 4-177: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 186

Şekil 4-178: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 186

Şekil 4-179: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 187

Şekil 4-180: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 187

Şekil 4-181: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 188

Şekil 4-182: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 188

Şekil 4-183: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 189

Şekil 4-184: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 189

Şekil 4-185: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 190

Şekil 4-186: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 190

Şekil 4-187: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 191

Şekil 4-188: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 191

Şekil 4-189: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 192

Şekil 4-190: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 192

Şekil 4-191: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 193

Şekil 4-192: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 193

Şekil 4-193: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 194

Şekil 4-194: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı..... 194

Şekil 4-195: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 195

Şekil 4-196: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 195

Şekil 4-197: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 196

Şekil 4-198: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 196

Şekil 4-199: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 197

Şekil 4-200: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 198

Şekil 4-201: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 198

Şekil 4-202: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 199

Şekil 4-203: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 200

Şekil 4-204: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 200

Şekil 4-205: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 201

Şekil 4-206: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 201

Şekil 4-207: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 202

Şekil 2-208: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 203

Şekil 4-209: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 203

Şekil 4-210: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 204

Şekil 4-211: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 205

Şekil 4-212: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 205

Şekil 4-213: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 206

Şekil 4-214: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 206

Şekil 4-215: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 207

Şekil 4-216: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 207

Şekil 4-217: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 208

Şekil 4-218: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 208

Şekil 4-219: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 209

Şekil 4-220: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 209

Şekil 4-221: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 210

Şekil 4-222: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 210

Şekil 4-223: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 211

Şekil 4-224: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 211

Şekil 4-225: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 212

Şekil 4-226: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 212

Şekil 4-227: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 213

Şekil 4-228: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 213

Şekil 4-229: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 214

Şekil 4-230: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 214

Şekil 4-231: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 215

Şekil 4-232: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 215

Şekil 4-233: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 216

Şekil 4-234: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 216

Şekil 4-235: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 217

Şekil 4-236: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 217

Şekil 4-237: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 218

Şekil 4-238: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 218

Şekil 4-239: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 219

Şekil 4-240: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 219

Şekil 4-241: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) 220

Şekil 4-242: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 220

Şekil 4-243: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 221

Şekil 4-244: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 222

Şekil 4-245: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 223

Şekil 4-246: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 223

Şekil 4-247: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 224

Şekil 4-248: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 225

Şekil 4-249: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 225

Şekil 4-250: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 226

Şekil 4-251: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 226

Şekil 4-252: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 227

Şekil 4-253: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 228

Şekil 4-254: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 229

Şekil 4-255: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 229

Şekil 4-256: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 230

Şekil 4-257: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 231

Şekil 4-258: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 231

Şekil 4-259: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 232

Şekil 4-260: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 232

Şekil 4-261: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 233

Şekil 4-262: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 233

Şekil 4-263: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 234

Şekil 4-264: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 234

Şekil 4-265: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 235

Şekil 4-266: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 235

Şekil 4-267: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 236

Şekil 4-268: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 236

Şekil 4-269: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 237

Şekil 4-270: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları..... 237

Şekil 4-271: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 238

Şekil 4-272: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 238

Şekil 4-273: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 239

Şekil 4-274: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 239

Şekil 4-275: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 240

Şekil 4-276: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 240

Şekil 4-277: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 241

Şekil 4-278: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 241

Şekil 4-279: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 242

Şekil 4-280: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 242

Şekil 4-281: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 243

Şekil 4-282: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 243

Şekil 4-283: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 244

Şekil 4-284: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 244

Şekil 4-285: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 245

Şekil 4-286: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 245

Şekil 4-287: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 246

Şekil 4-288: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 246

Şekil 4-289: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 247

Şekil 4-290: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 248

Şekil 4-291: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 248

Şekil 4-292: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 249

Şekil 4-293: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 250

Şekil 4-294: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 250

Şekil 4-295: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 251

Şekil 4-296: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 251

Şekil 4-297: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 252

Şekil 4-298: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 253

Şekil 4-299: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 253

Şekil 4-300: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 254

Şekil 4-301: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 255

Şekil 4-302: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 255

Şekil 4-303: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 256

Şekil 4-304: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 257

Şekil 4-305: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 257

Şekil 4-306: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 258

Şekil 4-307: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 258

Şekil 4-308: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 259

Şekil 4-309: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 259

Şekil 4-310: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 260

Şekil 4-311: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 260

Şekil 4-312: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 261

Şekil 4-313: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 261

Şekil 4-314: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 262

Şekil 4-315: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 262

Şekil 4-316: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 263

Şekil 4-317: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 263

Şekil 4-318: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 264

Şekil 4-319: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 264

Şekil 4-320: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 265

Şekil 4-321: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 265

Şekil 4-322: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 266

Şekil 4-323: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 266

Şekil 4-324: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 267

Şekil 4-325: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 267

Şekil 4-326: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 268

Şekil 4-327: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 268

Şekil 4-328: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 269

Şekil 4-329: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 269

Şekil 4-330: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 270

Şekil 4-331: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 270

Şekil 4-332: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 271

Şekil 4-333: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 271

Şekil 4-334: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 272

Şekil 4-335: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 273

Şekil 4-336: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 273

Şekil 4-337: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 274

Şekil 4-338: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 275

Şekil 4-339: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 275

Şekil 4-340: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 276

Şekil 4-341: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 276

Şekil 4-342: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 277

Şekil 4-343: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 278

Şekil 4-344: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 279

Şekil 4-345: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 279

Şekil 4-346: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 280

Şekil 4-347: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 281

Şekil 4-348: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 281

Şekil 4-349: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 282

Şekil 4-350: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 282

Şekil 4-351: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 283

Şekil 4-352: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 283

Şekil 4-353: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 284

Şekil 4-354: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 284

Şekil 4-355: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 285

Şekil 4-356: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 285

Şekil 4-357: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 286

Şekil 4-358: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 286

Şekil 4-359: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 287

Şekil 4-360: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 287

Şekil 4-361: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 288

Şekil 4-362: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 288

Şekil 4-363: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 289

Şekil 4-364: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 289

Şekil 4-365: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 290

Şekil 4-366: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 290

Şekil 4-367: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 291

Şekil 4-368: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 291

Şekil 4-369: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 292

Şekil 4-370: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 292

Şekil 4-371: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 293

Şekil 4-372: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 293

Şekil 4-373: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 294

Şekil 4-374: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 294

Şekil 4-375: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 295

Şekil 4-376: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 295

Şekil 4-377: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 296

Şekil 4-378: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 296

Şekil 4-379: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 297

Şekil 4-380: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 298

Şekil 4-381: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 298

Şekil 4-382: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 299

Şekil 4-383: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 300

Şekil 4-384: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 300

Şekil 4-385: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 301

Şekil 4-386: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 301

Şekil 4-387: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 302

Şekil 4-388: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 303

Şekil 4-389: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 304

Şekil 4-390: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 304

Şekil 4-391: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 305

Şekil 4-392: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 306

Şekil 4-393: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 306

Şekil 4-394: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)..... 307

Şekil 4-395: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 307

Şekil 4-396: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 308

Şekil 4-397: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 308

Şekil 4-398: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 309

Şekil 4-399: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte..... 309

Şekil 4-400: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte 310

Şekil 4-401: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı. 310

Şekil 4-402: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı. 311

Şekil 4-403: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b) ... 311

Şekil 4-404: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları. 312

Şekil 4-405: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları. 312

Şekil 4-406: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri 313

Şekil 4-407: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri 314

Şekil 4-408: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri 315

Şekil 4-409: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri 316

Şekil 4-410: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri 317

Şekil 4-411: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri 318

Şekil 4-412: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen strain değerleri. 319

Şekil 4-413: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen strain değerleri. 320

Şekil 4-414: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa). 321

Şekil 4-415: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa). 322

Şekil 4-416: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri. 323

Şekil 4-417: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri. 324

Şekil 4-418: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması 325

Şekil 4-419: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması 326

Şekil 4-420: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması 327

Şekil 4-421: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 328

Şekil 4-422: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 329

Şekil 4-423: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması. 330

Şekil 4-424: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması ... 331

Şekil 4-425: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması ... 332

Şekil 4-426: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması ... 333

Şekil 4-427: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 334

Şekil 4-428: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 335

Şekil 4-429: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. 336

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM : Finite Element Method - Sonlu Elemanlar Metodu

FEA : Sonlu Elemanlar Analizi

İDHP : İmplant Destekli Hareketli Protez

CAD = Bilgisayar Destekli Tasarım

3d : 3 Dimension - 3 Boyutlu

mm: milimetre

N = Newton

MPa = Mega Pascal = N/mm^2

GPa = Giga Pascal = kN/mm^2

TPS = Titanyum Plazma Sprey

HA = Hidroksiapatit

SLA = Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzey

kg = Kilogram

σ = Sigma

τ = Tau

Ti = Titanyum

kgf = Kilogramforce

GHz = Gigahertz

GB = Gigabayt

RAM = Random-Access Memory (Bellek)

CPU = Central Processing Unit (İşlemci)

Inc: Inch

ÖZET

Erkesen, SC. (2011). Farklı Şekilli Mandibulalarda Uygulanan İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Ball Ataşmanların Lokalizasyonunun Kemikteki Stres Dağılımına Etkisinin Fem Analiziyle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD, Doktora Tezi, İstanbul.

Tam dişsiz çenelerin protetik tedavilerinde implant uygulamaları çok sıklıkla kullanılmaktadır. Gerek ekonomik gerek yüksek hasta memnuniyeti açısından, dişsiz alt çenelerde günümüzde daha çok uygulanan tedavi az sayıda implantla desteklenen implant üstü hareketli protezler (İDHP) dir. Burada uygulanabilecek öncelikli yöntem literatürden de takip edilebileceği gibi interforaminal bölgede uygulanan iki implant

üzerine top başlı tutucuların kullanılmasıdır. Ancak, implantların yerleşiminin gerilme dağılımı üzerine etkisini araştıran az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı üç farklı ark tipinde üç farklı yerleşimde implantların kullanılması sonucu en uygun yerleşim alanının tayinidir.

Çalışmamızda analiz yöntemi olarak sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. Alt çene kemiği retromolar bölgelere kadar yani bütün olarak modellenmiştir. Bilgisayar ortamında oluşturulan modellerde dikey yönden uygulanan kuvvetler sonucu oluşan değerler karşılaştırılmıştır. Dokuz farklı modelde beş farklı yükleme seçeneğiyle kırk beş analiz yapılmıştır. Analizlerde Von Mises, çekme, basma gerilmeleri ve strain değerlerine bakılmıştır. Elde edilen sonuçlar kendi arasında ve daha önce yapılmış çalışmalar ile karşılaştırılmıştır. Çıkan sonuçlar ile kritik olan bölgeler tespit edilebilmektedir.

Bizim çalışmamızda yapılan analizle 3. modelde yani kare modelde 1. premolarlara implantlar yerleştirildiğinde literatürde kabul gören değerlerin üzerinde sonuçlar ortaya çıkmıştır. Elde edilen sonuçların, klinik uygulamaların başarısına rehberlik edeceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, implant üstü hareketli protezler, top başlı tutucu, dental ark tipleri

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:4683

ABSTRACT

Erkesen, SC.(2011). FEM analysis of stress distribution in mandibles with various anatomical forms loaded by implant supported overdentures with various localizations of ball attachments. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthetics Dentistry, PhD Thesis, İstanbul.

Implant therapy is widely used for the treatment of fully edentulous mouths. Nowadays, a small number of implant supported overdentures are mostly applied treatment because of the both the economic and high patient satisfaction point of view in edentulous lower jaws. As quoted in many articles, use of ball attachments on two implants is the primary method in interforaminal region. However, there are few studies

about investigating the effects of the placement of the implants on stress distribution. The purpose of this study is to determine appropriate placement for implants on three different types of mandibles and three different localizations.

Finite element method is used in this study as a method of analysis. Mandible is modeled until to the retromolar regions as a whole. Values of resulting from the forces acting in the vertical direction on computer generated models were compared with each other. Forty-five analysis were made on nine different models with five different loading. Von Mises, tensile, compressive stress and strain values were computed in analysis. The results obtained were compared between each other and with previous studies. The critical regions can be identified with the results.

In our study with the analysis on 3rd model in other words on square model when implants placed on 1st premolar regions demonstrated that the results of over the values recognized in the literature. Obtained results are expected to guidance to the success of clinical applications.

Key Words: Finite element analysis, implant overdentures, ball attachments, morphology of dental arch.

This study was supported by Istanbul University Scientific Research Projects Unit. Project No: 4683

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanların sosyal hayatlarındaki değişimler, diş hekimliğindeki gelişmelere paralel olarak hastaların estetik, fonksiyonel ve ağız içi konfor beklentilerinin artmasına neden olmuştur.

Dişlerin periodontal, endodontik veya diğer nedenlerle kaybedilmesinin ardından kalan alveoler kemik dokusunda fizyolojik değişimler olmaktadır. Bu değişim; kısa vadede çekim sonrası soket içerisinde kemik yapımı, uzun dönemde ise alveoler kemik dokusunda çeşitli şekillerde rezorpsiyonla sonuçlanmaktadır (169).

Bu rezorpsiyon genellikle yük almayan ya da uyarı almayan alveoler bölgelerde yapım-yıkım dengesinin yıkım yönünde bozulması şeklinde yorumlanmaktadır. Rezorpsiyon, diş çekiminin ardından geleneksel protezlerle tedavi edilen veya herhangi bir tedavi yapılmayan hastalarda da meydana gelebilmektedir (199).

Bununla beraber hastalara yapılan geleneksel tedavilerin başarı şansı ilerlemiş yaşları, azalan nöromusküler adaptasyon kabiliyetleri ve rezorpsiyon miktarları göz önüne alındığında giderek azalmaktadır. Alt ve üst tam protezler yüzyılı aşkın bir süredir tam dişsizliğin klasik tedavi seçeneği olmuşlardır. Genellikle hastaların büyük bölümü üst tam protez kullanımında bir sorunla karşılaşmazlar. Buna rağmen alt tam protezlerinin tutuculuğundan şikayet eden hastaların sayısı oldukça fazladır. Alt tam protezlerin gerek dil tarafından hareket ettirilmesi, gerekse üst tam protezin kapladığı alanın yarısından daha az alan kaplaması bu şikayetlerin ana sebebini oluşturmaktadır (170).

Günümüzde implantların yüksek başarı yüzdeleri kullanım oranını büyük ölçüde arttırmıştır ve implant diş hekimliği protetik diş tedavisinin kaçınılmaz parçası haline gelmiştir. 24-25 Mayıs 2002 yılında Montreal'deki McGill Üniversitesi'nde yapılan sempozyumda dişsiz hastalarda implant destekli hareketli protezlerin etkinliği üzerine onbeş yayın sunulmuştur. Bu sunulan kontrollü bilimsel çalışmalar sonucunda iki implantla desteklenmiş hareketli protezin geleneksel protezlere oranla daha iyi bir tedavi alternatifi olduğu bilimsel verilerle güçlü bir şekilde desteklenmiştir. Bu sempozyum sonucunda iki implantla desteklenen hareketli protezlerin dişsiz alt çenelerin tedavilerinde hastaya sunulması gereken ilk tedavi alternatifi olması gerektiği kabul edilmiştir (147). Alt çenede en az iki implantla desteklenen tam protezlerde

retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı bilinmektedir. İmplant destekli hareketli protez kullanımı sonucu çiğneme performansı, hasta memnuniyeti ve ısırma kuvvetlerinin arttığı ve implantların uygulandıkları bölgede rezorpsiyonu azalttıklarını gösteren pek çok çalışma bulunmaktadır (2,35,67,254). Protetik diş hekimliğinin ideal yaklaşımı tam dişsiz vakaların sabit restorasyon ile tedavi edilmesi olmakla birlikte, gerek ekonomik açıdan gerek hastanın cerrahi sonrası yaşayacağı post operatif süreyi kısaltmak nedeniyle özellikle dişsiz alt çenelerde az sayıda implantla desteklenen doku ve implant destekli hareketli protez (İDHP)'ler daha sık uygulanan tedavi seçeneğidir.

İDHP'lerde çok çeşitli ataşmanlar kullanılmaktadır. İki, üç veya dört implantla desteklenen protezlerde retansiyon en sık olarak top başlı (ball) veya bar türü tutucular aracılığı ile sağlanmaktadır. İmplant sayısının artmasının protezin retansiyon ve stabilitesine önemli ölçüde katkı sağlayacağı, destek faktörünün de önemli ölçüde artacağı ve böylece implantlara gelen yükün azalacağı mantıklı gibi görünmektedir. Ancak bunu kesin olarak kanıtlayabilen çalışmalar henüz yoktur. Bu tür çalışmaların yapılmasındaki zorluk öncelikle implant sayısı, tutucu türü, hastanın ısırma kuvveti, anatomik özellikleri, protezin uyumluluğu gibi çok fazla sayıda değişkenin hesaba katılması gerekliliğidir.

İmplant sayısını arttırmanın anatomik oluşumlara zarar verme ihtimalini yükseltmesi ve hastaların ekonomik olarak bu tip tedaviyi karşılamakta güçlük çekmesi yukarıda da belirtildiği gibi bir dezavantaj oluşturmaktadır.

Halen kullanılan yöntemler arasında en güvenilir olanı iki implant üzeri ball ataşman olarak belirtilmektedir (70,105,112,161,179,239). Ek olarak, bazı hekimler gerilmelerin kemikte dağılımı açısından iki implantla desteklenen ball sisteminin, iki implantla desteklenen bar sistemine göre daha elverişli ve tercih edilebilir olduğunu bildirmişlerdir (45,128,150,152,153,205).

Yapılan çalışmalarda kullanılan iki implantın alt çene interforaminal bölgede 2. kesici diş veya kanin bölgesine yerleştirilebileceğinden söz edilmiştir. Bu uygulamalarda implantların arkasında kalan bölgelerde protezin hareketi tamamen önlenemediği için kemik kaybının devam ettiği gözlemlenmiştir. Bunun yanında, alt çenenin horizontal düzlemde oval (U şeklinde), üçgen ve kare olarak tanımlanan üç farklı ark formu için implantların uygulanacağı ideal alanla ilgili kesin çalışma sonuçları bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, tüm ark tiplerinde interforaminal alan içindeki 2. kesici, kanin ve 1. premolar dişler bölgesine yerleştirilen implantların etrafında oluşan gerilme, üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle (FEA) ölçülerek, protezde oluşabilecek yorulmanın ve dolayısıyla kırılmanın nerelerden olabileceğinin tespiti ve implantların arkasında kalan bölgedeki hareketliliğin rezorpsiyon üzerine olan etkileri incelenecektir. Bu sayede, dişsiz ark formlarında implantların uygulanacağı alan seçimine göre değişen gerilme ve rezorpsiyon oranları göz önünde bulundurularak doğru tedavi planlaması yapılabilecek, tercih edilen implant tedavisinde kemiğin fizyolojik tolerans sınırını aşmayan gerilme oranları ile protetik tedavinin en önemli amacı olan, kalan dokuların sağlık ve bütünlüğü korunabilecektir. Çalışmanın sonunda elde edilen deneysel sonuçların, klinik olarak da onaylandıktan sonra, kuvvet dağılımı açısından doğru implant yerleşim alanına karar vermede faydalı olması amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Alveol Kavislerinin Şekil ve Boyutları

Diş kavsinin ve çene şeklinin gelişiminde iki karşıt görüş söz konusudur. Bu görüşlerden ilki, diş kavsi şeklinin oluşmasında dilin, dudakların ve yanakların uyguladığı kuvvetlerin etkin olduğu fikridir (187). Diğer görüş ise, kavis şeklinin kassal gelişmeden önce belirlendiği ve kasların fonksiyonlarından bağımsız geliştiği yönündedir (203). Bununla beraber etnik ve genetik faktörler de alveol kavislerinin şeklini ve boyutlarını etkilemektedir. Yatay düzlemde diş kavislerinin görünümü ırksal, soya çekim, doğumsal ve sonradan kazanılmış çeşitli etkenlere bağlı olarak değişik şekillerde olabilir (203).

Alveol kavisleri pek çok araştırmacı tarafından incelenmiş ve tanımlanmıştır (71,187,203). Kavis şekillerinin analizinde çok farklı yöntemlere başvurulmaktadır (203). İnceleme yöntemlerinin farklılığı ve incelenen alveol kavislerinin dişli veya dişsiz olması, yazarların farklı sonuçlara ulaşmalarına sebep olabilmektedir.

Gehl ve Dresen, yatay düzlemde diş kavislerinin parabolik eğri, bazı durumlarda ise yarım elips şeklinde olduğunu belirtmişlerdir (72).

Üst diş kavislerinin genellikle hiperbol, elips veya U şeklinde olabileceğini bildiren Turfaner, bunlar dışında yarım daire ve V şeklinde kavislere de rastlanabileceğini söylemiştir (243).

Matematiksel bir formül kullanan Izard, diş kavislerini dar, orta, geniş olmak üzere üç sınıfa ayırmıştır (72).

İnsanları morfolojik olarak üç gruba ayıran De Nevrese, buna bağlı olarak diş kavsilerini geniş ve elips şeklinde (karbo-kalsik), hiperbol şeklinde (fosfo-kalsik), düzensiz ve değişken (flüo-kalsik) şeklinde üç farklı durumda tanımlamıştır (72).

Villain, diş kavislerini hiperbolik, parabolik, epsilon ve eliptik olmak üzere dört sınıfa ayırmıştır (72).

Misch ise horizontal düzlemdeki dişsiz ark formunu oval, üçgen ve kare olarak tanımlamaktadır. Oval ark formu en yaygın olandır. Bunu kare form takip eder, daha sonra üçgen form gelir (164).

2.2.Dental İmplantlar

2.2.1.Dental İmplantların Tarihçesi

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implant, sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal/materyallerdir (238). Bir başka deyişle osseointegre dental implant sistemi çiğneme ve ısırma hareketleri sırasında oluşan kuvvetleri çene kemiği içerisinde dağıtacak kemik içi parçası ve protezlerle bağlantıyı sağlayan vidalardan oluşmuştur.

Vücudun kaybedilen bir organını tamamlama çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Fonksiyonun ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı çağlar boyunca bilim adamlarını meşgul etmiştir. Eski çağlarda taş , tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla ve mandibulada destek yapı olarak kullanıldığı bildirilmiştir (98). Dental implantlara ait ilk bulgu ise ilk çağ dönemine ait bir Honduron iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış taş implant olarak tarihe geçmiştir (212).

16-18. yüzyıllarda diş transplantasyon teknikleri geliştirilmiş ancak 18. yüzyılın sonlarında çeşitli hastalıkların bulaştırılması tehlikesi görüldüğünden kullanımı azalmıştır. 19. yüzyılın başlarında, kemik içi implantların ilk şekilleri olarak kabul edilebilecek tipte implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (98). 1809'da Maggiolo, altın yapay kökün kemik içi implantasyonundan bahsettiği çalışmayı yayınlamıştır (211). Bilimsel anlamda implantoloji konusunda ilk adım dental radyografilerin kullanımına başlanmasıyla atılmış ve çene kemiği içine yerleştirilen implantın radyolojik olarak kanıtı gözler önüne sunulmuştur. 1913 yılında Amerikalı Dr. Greenfeld üst çenede premolar bölgesine yerleştirdiği platinyum-iridyum implantı radyolojik olarak görüntülemiştir. 1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, ancak dokuda galvanik reaksiyonlar oluşması nedeniyle çoğunlukla başarısız sonuçlar alınmıştır (17). 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmıştır. Bu yıllarda birçok araştırmacı değişik materyallerden yapılan vida tipi implantları geliştirmiştir. 1960'lı yıllarda Branemark, yaptığı çalışmaları sırasında titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunu bularak, dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur (40). 1967'de Linkow tarafından geliştirilen blade tipi implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. 1970'li yıllarda

implantlar daha geniş ve farklı tasarımlarda yapılmaya başlanmış, iyileşme zamanı kısaltılmış, cerrahi ve protetik tekniklerde değişiklikler yapılmıştır (10).

Branemark ve arkadaşlarının 1960'larda başlattıkları çalışmalar implantolojinin gerçek temellerini oluşturmaktadır. Yapılan hayvan deneylerinde titanyum vidalar implant materyali olarak kullanılmışlardır. Branemark'ın yaptığı yara iyileşmesi ve kemik ile yumuşak dokuların reolojisine odaklanmış ilk mikroskobik çalışmalar, osteointegrasyon kavramının gelişmesine ışık tutmuştur (40).

2.2.2.Dental İmplantların Tipleri

2.2.2.1.Dental İmplantların Kemik İle Olan İlişkilerine Göre

- Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- Transosseöz implant (Kemik boyunca)
- Endosteal implant (Kemik içi)

olarak sınıflandırılırlar (127,223).

Subperiosteal İmplantlar (Kemik Üzeri)

Diş kayıpları sonrası elde kalan alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır (127,223). Yeni tip implantların uygulanmaya başlanmasıyla bu tip implantların uygulaması ortadan kalkmıştır.

Transosseöz İmplant (Kemik Boyunca)

Metal bir plaka ve transosseal pinlerden oluşmuş implantlardır. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur. Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazla zarar oluşmaktadır (127,223).

Endosteal İmplant (Kemik içi)

Alt çene veya üst çene kemiğinin içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve ağız dışında kalan "abutment" olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşur (127,223).

2.2.2.2.Kemik İçinde Kalan Ana Parçanın Geometrik Şekline Göre

- Blade
- Kök formunda
    - Silindirik
    - Vida tipi
    - Kombinasyon
- Transmandibular

implantlar olarak sınıflandırılırlar.

Blade İmplantlar

1940'lı yılların başlarında Lincow tarafından ilk kez tanıtılan Blade implantları geniş kullanım alanı bulmuş ve yaygın olarak tüm dünyada yaklaşık otuz yıl kadar kullanılmıştır (108).

Bu implantların asıl endikasyonu dişsiz arkların tedavisidir. Fakat bu implantların uzun dönem klinik ve deneysel sonuçları o kadar düşük başarı oranı göstermiştir ki, kullanımı çeşitli yumuşak doku problemleri ve devamlı kemik erimesi nedenleriyle terk edilmiştir (11). Rutin olarak kullanımı hemen hemen terk edilmiş olan bu implantlar nadiren cerrahi müdahalenin mümkün olmadığı ve ileri derecede kemik atrofisi gösteren vakalarda kullanılmaktadır (108).

Kök Formundaki İmplantlar

Silindirik Kök Formu

Silindirik kök formundaki implantlar, üzerlerindeki kaplamanın etkisiyle kemiğe mikroskobik bağlantı veya yapışma sağlanan ve kemiğin içine itilen veya çakılan türde implantlardır (116).

Vida Tipi Kök Formu

Vida tipindeki implantlar kemiğe üzerlerindeki yivlerin mekanik retansiyonu sayesinde vidalanarak uygulanırlar. Yivler ilk kemik temasını ve primer stabiliteyi arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek ve ara yüzdeki gerilmelerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Yivlerin derinliği, kalınlığı, alanları, yüzey ve girinti açıları fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen parametrelerdir. Yivlerin kalınlığı ve

yüzey açıları, yivlerin şeklini belirler. Buna göre yivler, V şeklinde, kare veya tersine ayak (reverse buttress) şeklinde olabilir. Ayrıca çiftli veya üçlü yivler de implantların daha çabuk vidalanalabilmesi için piyasaya sürülmüştür. Ayrıca bazı firmalar, yivlerin yerini almak veya etkisini arttırmak için implantlara bir takım ek özellikler getirmişlerdir.

Bunlar, değişik boyut ve şekillerde perforasyonlar, delikler, oluklar, basamaklar, girinti ve çıkıntılardır (233).

Kombinasyon Kök Formu

Hem silindirik hem de vida tipinin özelliklerini barındıran formdur(116, 233).

Transmandibular İmplantlar

Bu formlara ek olarak transmandibular implantlar alternatif bir dizayn olarak tanıtılmışlardır. Transmandibular implantların yerleştirilmesi için ekstraoral olarak submental bölgeden uygulama yapmak gerekmektedir. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler mandibulanın alt sınırına konan baz plağa vidalanarak sabitlenir. Cerrahi uygulamadan sonra postların intraoral parçaları laboratuvarda kişiye özel olarak hazırlanmış bir bar aracılığı ile birbirlerine bağlanır (98,128). Bu tekniğin atrofiye olmuş mandibulada avantajları olmasına rağmen eksternal uygulama ve genel anestezi gerektirdiğinden dolayı yaygın bir kullanımı olmamıştır.

2.2.2.3.Yüzey Özelliklerine Göre

- Cilalı yüzeyli
- Titanyum plazma sprey (TPS) kaplı
- Hidroksiapatit (HA) kaplı
- Asitle pürüzlendirilmiş (SLA)

olarak sınıflandırılır.

Cilalı Yüzeyli İmplantlar

Düz yüzeyli implantlar, diğer bütün implant tiplerinin hepsinden daha uzun süre kullanılmışlardır. Bu implantlar kemikte güçlü implant ankrajı sağlamazlar. Özellikle posterior maksilla veya atrofiye dişsiz arklarda olduğu gibi düşük kemik kalitesi ve azalmış dikey kemik boyutu olduğu zaman tercih edilmezler. Bu implantların primer stabilitesi, kemikte mekanik kilit oluşturacak şekilde vidalanması ile sağlanır (108).

Titanyum Plazma Sprey (TPS) Kaplı İmplantlar

Pürüzlendirilmiş implantların yüzeyleri girintili veya Ti-plazma sprey ile kaplanmıştır. Titanyum Plazma Sprey (TPS) kaplama ilk olarak Hahn ve Palich tarafından sunulmuş ve implant diş hekimliğinde yirmi yıldan fazla zamandır kullanılmaktadır (108). TPS, implant yüzeyine doğru direkt kemik apozisyonunu teşvik edici büyük bir alan sağlar (36). Kemik trabekülleri ile Ti yüzey arasındaki pürüzlü yüzeyler güçlü bir fiziksel kilit oluşturmaya izin vererek osteointegrasyona destek sağlar ve kemik-implant kontağını arttırır. Bu yüzeylerin, remodeling esnasında implant kemik aralığı boyunca oluşan kayma gerilmelerinin etkisini azaltan önemli bir rolü vardır.

Bu nedenle, bu tipte implantlar daha kısa boylarda üretilebilmiştir ve bikortikal bağlantı gerektirmezler. Yirmi yıllık uzun dönemli retrospektif ve prospektif çalışmalarda mükemmel sonuçlar vermiştir (25,49). Fakat yüzey kaplamasının en büyük dezavantajı titanyum partiküllerinin kopup periimplantik dokuya yerleşmesidir. Bu yüzden kaplama olmayan alternatif yüzey teknolojileri değerlendirilmiştir.

Hidroksiapatit (HA) Kaplı Yüzeyler

Hidroksiapatit (HA) kaplama da alternatif kaplama yöntemlerinden biridir. İmplant yüzeylerinin HA ile kaplanmasının amacı iyonik bağlar oluşturarak kemikteki primer kontağı arttırmaktır. Farklı deneysel çalışmalar titanyum üzerine HA tabakası ilavesinin iyi primer iyileşme sağladığını göstermiştir (66,80).

HA kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçlar bulunmasına rağmen, kaplamada soyulmalar, erimeler ve çözülmeler olduğu gösterilmiştir. Bu komplikasyonlar HA kaplamalar ile ilgili aydınlatılması gereken konular olarak durmaktadır (66, 80).

Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzey (SLA)

Diğer bir alternatif uygulama da kumlama veya asitle pürüzlendirilmiş saf titanyum yüzeydir. Deneysel ve klinik çalışmalar HCl / H_2SO_4 ile asitlenmiş yüzeylerde son derece iyi sonuçlar vermiştir (140). SLA yüzey (kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzey) Straumann Enstitüsü tarafından, kemik-implant aralığının kalitesini en yüksek seviyeye çıkarmak ve düşük yoğunluktaki kemikte ilk stabiliteyi geliştirmek amacıyla ileri sürülmüştür. Klinik uygulama için kemikteki rutin yükleme

zamanını azaltmak gibi avantajları vardır. Bir histolojik çalışmada dört farklı yüzeyin kemik ile direkt kontak oranı analiz edilmiştir. Bu yüzeyler kumlanmış, HA kaplı, TPS kaplı ve SLA yüzeylerdir (51). SLA yüzey kemik-implant kontağında en yüksek bağlantı oranına sahiptir.

2.3.Osseointegrasyon

Günümüzde kemik içi oral implant uygulamalarının ana hedefi osseointegre implantlar ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin rehabilitasyonudur. Osseointegrasyon prensibine göre insanlar üzerinde yapılan ilk çalışmalar 1965 yılında İsveç–Göteburg Üniversitesi, Deneysel Biyoloji Laboratuvarında başlatılmıştır. Osseointegre implantlar ile rehabilite edilen vakalara ait ilk yayın 1969 yılında Branemark ve ark, tarafından yapılarak, titanyum implant materyali ile kemik dokusu arasındaki direkt temas tarif edilmiştir (41,126). İsviçre-Bern Üniversitesi bünyesinde 1976 yılında yapılan çalışmalarda da titanyum implantlar ile kemik dokusu arasında temas olduğu gözlenerek bu fenomene Schroeder tarafından fonksiyonel ankiloz adı verilmiştir (241). Branemark 1977′de ilk olarak osseointegrasyon terimini kullanmış, bu deyim araştırıcılar tarafından benimsenmiştir (42). Branemark ve ark, osseointegrasyonu "Canlı kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas." şeklinde tanımlamışlardır (41). Yukarıdakine ek olarak 1985′te, canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı getirilmiştir (241). Bu tanımlamalar %100 implant kemik bağlantısı oluştuğu anlamına gelmez. Ama kesin bir şey vardır ki osteointegre implant kavramı, implantın kemik dokusuna bağlantı oluşturduğunu ifade eder.

İmplantların bağlantısının kesin derecesini tanımlamaktaki problemler osteointegrasyonun histolojik kriterler dışında, stabilite ile de değerlendirilip açıklanmasına sebep olmuştur. Osteointegrasyon Zarb ve arkadaşları tarafından klinik olarak şu şekilde tanımlanmıştır:

"Kemik içine yerleştirilen alloplastik materyallerin iyileşme süreci boyunca başarıyla korunarak kemik ile sağlam kontak oluşturmasıdır(262)."

Kemik iyileşme fizyolojisi çok iyi kanıtlanmasına rağmen osteointegrasyonun hassas mekanizmasında hala bilinmeyenler vardır. Osteointegre kemiğin yapısı, kemik implant aralığına etki eden fiziksel ve kimyasal kuvvetler ile ilişkilidir (118). Fakat

osteointegre kemiğin dayanıklılığında bu kuvvetlerin baskın rolü olduğuna dair bir kanıt yoktur. Bağlantının bütün olasılıklarında baskın olan biyomekaniktir.

Kemik içi implantlar diş kayıpları sonrası elde kalan sağlıklı dokulara cerrahi olarak yerleştirildikten sonra cerrahi travmaya yanıt olarak hücresel ve moleküler olaylar zinciri başlar. İmplantın kemiğe yerleştirilmesi, komşu dokularda kanamayı takiben akut enflamatuvar yanıta sebep olur. Genel kural olarak proteinler, yağlar veya diğer biyomoleküller, implantın yanından emilir ve aynı zamanda da ara yüzeydeki etkileşim başlar. Osteoblastik aktivite sırasında kan damarlarına eşlik eden osteoklastik rezorbsiyonda meydana gelerek yeni kemik formasyonunu şekillendirir (212). Osteoblastlar kalsifiye olma potansiyeli olan fiberler üretirler ve sonrasında fibrokartilaj kalsifiye kısım oluşur. Üçüncü haftada bu kalsifiye doku woven kemiğe dönüşür. Yedi hafta sonra lameller kemik oluşur. Birçok deneysel araştırma yeni kemiğin, implant yüzeyine doğru direkt olarak oluştuğunu fakat osteointegre implant çevresinde bağ dokusu membranı eksikliğini göstermiştir. Bu rejenere olmuş sert doku dişin etrafında oluşan kemik ile kalite ve sağlamlık açısından ayırt edilemez.

Güvenilir bir osteointegrasyon oluşturmak sadece implanta bağlı faktörler ile belirlenmeyip, cerrahi teknikler ve yükleme şartlarına bağlı parametreler ile de değerlendirilir.

Roos ve Albrektsson, implant başarı kriterlerini şu şekilde sıralamışlardır (200):

- Klinik olarak test edildiğinde implantlarda mobilite olmaması.
- İmplant çevresinde radyolusent alan olmaması.
- Yıllık kemik kaybının 0,2mm'yi geçmemesi.
- Dişeti enflamasyonu olmaması.
- Enfeksiyon veya ağrı semptomlarının olmaması.
- Komşu dişlere zarar gelmemiş olması.
- Parestezi, anestezi olmaması veya mandibular kanal ve maksiller sinüse zarar gelmemiş olması.
- Beş yıl içinde %90, on yıl içinde %85 başarı oranının sağlanmış olması.

Cochran ve Buser ise implant başarı kriterlerini dört maddede toparlamışlardır (62). Bunlar:

- İmplantta klinik olarak fark edilebilen bir mobilite olmaması.
- Herhangi bir ağrı veya hassasiyet bulunmaması.
- İmplant çevresindeki dokularda tekrarlayan enfeksiyon olmaması.
- Yüklemeden üç, altı ve on iki ay sonra implant çevresinde radyolusent alan olmamasıdır.

İmplant tedavisindeki başarısızlıklar ise genelde iki farklı zamanda meydana gelir (240). Bunlar:

- 1.Osseointegrasyon sürecinde meydana gelen erken kayıplar (genelde ilk bir yıl içerisinde görülenler).
- 2.Osseointegrasyon sürecinden sonraki kayıplar (genelde implant uygulanmasından bir yıl sonra görülenler).

2.3.1.Osseointegrasyon Sürecinde Meydana Gelen Erken Kayıpların Sebepleri

- Kemik kalite ve miktarının zayıf olması veya yumuşak doku kalitesinin zayıf olması.
- Hastanın normal kemik iyileşmesini etkileyen sağlık durumu.
- Hastanın normal dışı alışkanlıkları; bruksizm, sigara, kötü ağız hijyeni vb .
- Yetersiz cerrahi analiz ve teknik.
- Yetersiz protetik analiz ve teknik.
- Uygun olmayan implant dizaynı ve yüzey karakterleri.
- Bilinmeyen sebepler (89,135,201,240).

2.3.2.Osseointegrasyon Sürecinden Sonraki Kayıpların Sebepleri

2.3.2.1.Aşırı Oklüzal Kuvvetler

- Tedavi edilmemiş diş sıkma ve gıcırdatma alışkanlıkları.
- Bebeklik yutkunması ve dil boyutu.
- Yüksek dikey boyut.
- Dişler arasında erken temas olması.

- Karşıt arkın durumu.
- Fiziksel nedenlerden dolayı ısırma kuvvetinin fazla olması.

2.3.2.2.Peri-İmplantitis ve Kötü Ağız Hijyeni

- Hastanın ağız hijyenine yeteri kadar önem göstermemesi.
- Hastanın engelli olması nedeniyle ağız hijyenini sağlayamaması.
- Protetik dizaynın ağız hijyenini sağlamaya uygun olmaması.
- Hekimin hastaya ağız hijyen eğitimi vermemiş olması.

2.3.2.3.Protez Planlamasının Uygun Olmaması

- Laboratuvar safhalarının uygun yapılmaması sonucu overdenture parçalarında kırılma olması.
- İmplant parçalarında yorgunluk oluşması sonucu vida gevşemeleri ve kırılmaların oluşması.

2.3.2.4.Bilinmeyen sebepler (135,204,240)

2.4.Yara İyileşmesi

Kemik, vücutta skatris bırakmadan iyileşebilen tek dokudur. Diğer dokuların iyileşmesi sırasında fibrotik dokular oluşur. İmplant cerrahisinden sonra yumuşak dokuların iyileşmesi üç safhada meydana gelir.

- Enflamatuvar safha
- Proliferatif safha
- Yeniden şekillenme (remodelling) safhası

2.4.1.Enflamatuvar safha

İmplant yerleştirilmesi ile oluşan yara yüzeyinde, özelleşmiş hücrelerde vasküler geçirgenlik artar ve kemotaksis ile yara iyileşmesi başlar. Enflamatuvar aracıların ve büyüme faktörlerinin salınımıyla beraber nötrofil granülositleri ve makrofajlar aktive olur. Trombositler yaranın içine doğru ilerler. Trombositlerin aktivasyonu ve koagülasyon kan kaybını sınırlar. Bölgeye monositler gelerek makrofajlara dönüşürler. Sitokinle aktive olan makrofajlar anjiyogenetik ve fibroblast stimüle eden sitokinleri salgılarlar. Geçici bir fibrinojen yara kapanması ile beraber ilk safha biter (213).

2.4.2.Proliferatif safha

Granülasyon dokusu ve epitel oluşumunun hakim olduğu bir safhadır. Sitokinlerle aktive olan hareketli makrofajlar yara içerisine girerler. Prolifere olan fibroblastlar ekstrasellüler matriks komponentlerini (fibrin, fibronektin, glikozaminoglikan ve kollajen) salgılarlar. Tenaskin ve laminin gibi adezyon moleküllerinin yüzey reseptörleri yeni bir matriks oluşumunu sağlar. Yumuşak doku cerrahisinden hemen sonra keratinositlerin morfolojileri değişir. Yumuşak dokunun yaralanmasıyla beraber, çok katmanlı epitel kalınlaşır ve bazal hücreler büyüyerek defektif bölgeyi kapatmak için yara içerisine göç ederler. Bu göçle nekrotik bölgeler yaradan ayrılır. Travmadan üç gün sonra rejenere olan kollajen fibriller izlenebilir hale gelirler ve yeni kapiller, temiz venüllerin içerisinden yara içerisine prolifere olurlar (213).

2.4.3.Yeniden şekillenme (remodelling) safhasında

Geçici bağ dokusu matriksinin yeniden şekillenmesiyle mukoperiostal matriks meydana gelir. Yaradaki kollajen depolanması kollajen ve matriks içeriğini değiştirerek devam eder. Sitokinler, integrin reseptörlerini regüle ederler. Bu kısım klinik açıdan yara iyileşmesinin en önemli kısmıdır. Çünkü rejenere olan dokunun kalitesi bu bölümde belirlenmektedir. Tip I ve Tip III kollajen deri ve mukozada hâkim olan kollajen formlarıdır (213).

2.5.Kemiğin Özellikleri

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu ve bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusu çeşididir.

Kemik dokusu matris denen hücreler arası madde ile hücrelerden oluşur. Matris hücrelere göre daha geniş bir alanı kaplar. Kemik matrisi ve organik matris olarak ikiye ayrılır.Matrisin bu her iki bölümü de kemiğin fiziksel özelliklerinde önem taşır. Kemiğin organik matrisine osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de %38'ini oluşturur. Organik matrisin %95'i kollajendir arta kalan kısmı ise esas madde oluşturur. Mineral matris ise kemik ağırlığının %65'ini oluşturur. Yapısına başta kalsiyum ve fosfor olmak üzere sitrat, karbonat, magnezyum, sodyum, flor ve su girer (222).

Kemik, üç tip hücrenin kompleks aktivitesi sonucu meydana gelir. Bu üç hücre osteoblast, osteoklast ve osteosittir.

Kemiğin hücre dışı matrisinin (osteoid) yapımı ve mineralizasyonu osteoblastlar tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu matris periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturmaktadır. Kemik oluştukça osteoblastlar hücre dışı matriste gömülü kalarak osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakünanın içinde yer alır ve diğer lakünalardaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığını devam ettirirler. Lakünalar içine yerleşmiş osteositler kemiğin esas hücreleri olup, olgun kemik hücresi adını da almaktadırlar ve gelişimlerini tamamlamış olduklarından sentez yapamamaktadırlar. Damarlarla beslenme zarar görürse veya 45 derecenin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırlarsa bu hücreler ölmektedir.

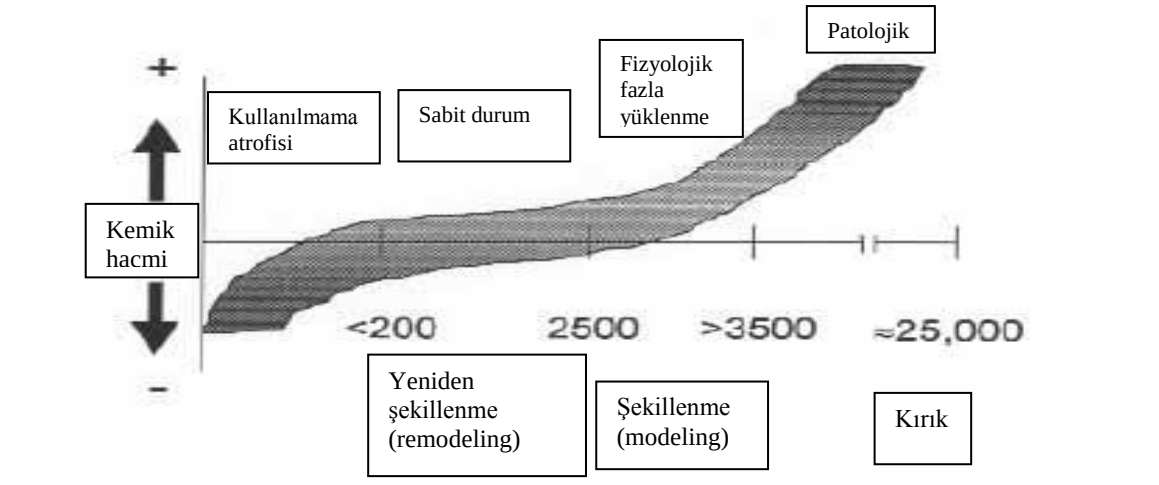
Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirlerken diğer bir hücre osteoklastlar, içerdikleri kollajenaz ve diğer proteolitik enzimlerle hücre dışı matrisi dekalsifiye ederek, kemiğin organik bölümünü rezorbe etmektedir. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir. Kemik yıkımı kemiğin modellenmesinde önemli rol oynamaktadır ve bu olay osteoblast ve osteoklastların uyumlu şekilde çalışması sonucunda gerçekleşmektedir (41).

Kemik, yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere iki tiptir. Kompakt kemiği kaplayan periostta kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler kemik gözenekli bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre az yoğun ve daha az serttir (116).

Osseointegrasyon için ise, implant gövdesi etrafında yeni kemik oluşumu gerçekleşmelidir (yeniden şekillenme). Kemiğin yeniden şekillenmesi kemiğin hacmini değiştirmez. Trabeküler kemikte bulunan çok sayıdaki osteoblast ve osteoklastlar vasıtasıyla trabeküllerin yüzeyinde remodeling gerçekleşir. Trabeküler kemiğe gelen oklüzal kuvvetler uyaran gibi etki eder. Bu uyaran kemik hücrelerinin rezorpsiyondan sorumlu osteoklastlara farklılaşmasına sebep olur. Bu fenomen kompakt kemik için de geçerlidir (116).

Sonuçta, gerilme değerlerinin belirli bir aralığı dahilinde kemik dokusunun nitelik ve nicelik olarak devamlılığını koruyacağı, bunun altında ve üstündeki değerlere ulaşıldığında rezorbsiyon veya dekalsifikasyon başlayacağı tezi çoğunluk tarafından kabul edilmektedir. Frost, değerlerdeki birim uzamaların kortikal kemikte meydana

getirdiği değişiklikleri açıklamıştır. 50-200 birimin altında akut kullanılmama atrofisi meydana geldiğini, 200 ve 2500 birim değerinde kemikte modeling ve remodelingin dengede olduğunu, 2500-3500 birim değerinde hafif aşırı yükleme gerçekleştiğini, 3500 birimden fazla patolojik aşırı yükleme durumunun gerçekleştiğini ve 25.000 birim değerinde kemikte kırık meydana gelebileceğini belirtmiştir (Şekil2-1)(97).



Şekil 2-1: Frost'un mekanostat teorisine göre rezorpsiyon-birim uzama grafiği (74).

Osseointegrasyonun başarısı kemiğin kalitesi ve implant materyali ile doğrudan ilişkilidir. Mevcut kemik miktarı uygulanan implantların başarısı için önemli bir kriterdir. Kemik miktarı dişsiz alanın hacmini tanımlar ve yükseklik, genişlik, uzunluk değerlendirilerek belirlenir (168). Kemiğin kalitesi ise yoğunluk veya içyapısı olarak tanımlanır. Osseointegrasyonun gerçekleşmesinde biyomekanik açıdan, kemiğin miktarı kadar kemiğin kalitesi de önemlidir (63).

Kemik kalitesi için yapılmış pek çok sınıflama mevcuttur. Fakat geçmişten günümüze en sık kullanılan iki sınıflama Lekholm ve Zarb'ın 1985 yılında çenelerin ön bölgelerini esas alarak yaptıkları sınıflama ve Misch'in 1988 yılında çene bölgelerine bağlı olmaksızın yaptığı sınıflamadır (41,167).

Lekholm ve Zarb'ın yaptıkları sınıflama şu şekildedir:

Tip 1: Homojen kompakt kemik.

Tip 2: Yoğun bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan kalın kompakt kemik.

Tip 3: Yoğun.bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

Tip 4: Yoğunluğu az bir trabeküler kemik çekirdeğini kaplayan ince kompakt kemik

Misch, kemiğin makroskobik kompakt veya trabeküler özelliklerine göre bir sınıflama daha yapmıştır (168). Buna göre:

D1: Yoğun kompakt kemik.

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın yoğun-poröz arası kompakt kemik.

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kompakt kemik.

D4: İnce trabeküler kemik.

D5: Gelişmemiş, mineralize olmayan kemik.

2.6.Destek İmplant Sayısı

İDHP'lerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmasına rağmen bu konu hala tartışmalara yol açmaktadır (29,48,99,100,145,147,206,207).

Hastaların tedavilerinin planlanması sırasında yapılacak restorasyonu taşıyacak implantların sayısının belirlenmesi en zor kararların başında gelmektedir. Tek diş eksikliklerinde eksik dişin yerine bir implant yerleştirilirken dişsiz sahalar genişledikçe kullanılacak implant sayısında belirsizlik artmaktadır. Tam dişsizliğin sabit olarak tedavisinde dört implanttan her eksik diş için bir implant yapılmasına kadar çok çeşitli alternatifler önerilmiştir. Hastaların implant tedavilerini kabul etmelerinde önce fiyat/performans değerlendirmesinin geldiği düşünüldüğünde bu sorun daha da içinden çıkılmaz hale gelmektedir. Kritik sayıda implantla yapılacak sabit tedavilerde implantlardan birinin kaybı bütün restorasyonu etkileyeceğinden böyle bir durumda hastalara daha az riskli tedavi alternatiflerinin önerilmesi tavsiye edilmiştir (236).

Batenburg ve ark 1998 yılında yaptıkları literatür derlemesinde alt İDHP'lerde destek implant sayısının iki ila dört arasında değiştiğini bildirmişlerdir. İleri derecede rezorbe olmuş alt çeneye sahip hastaların fonksiyon ve memnuniyetlerini arttırmak için genellikle iki implant üstü hareketli protezin yeterli olduğu bildirilmiştir (29,145). Dört implantın kullanılması gereken durumları ise, üst çenesi tam dişli veya bölümlü dişli hastalarda gelen kuvvetlerdeki artışın destek kemik ve implantlara homojen dağıtılması,

kemiğin aşırı rezorpsiyonu sonucu 10 mm boyundan ve 3,5 mm çapından daha küçük implantların kullanılması, kronik mukoza ağrısı şikayeti olan hastalarda mukozal desteğin kullanılmasının istenmediği, hastaların yüksek retansiyon beklentilerinin olduğu, yüksek kas bağlantılarının olduğu ve keskin mylohyoid kenarın var olduğu durumlar olarak sıralamışlardır (29,206).

Şahin ve ark yaptıkları derlemede implantların sayı, uzunluk, çap ve pozisyonlarının gelen kuvvetlerin dağılımına ve implantların çevresinde oluşan gerilmelere etki ettiğini bildirmişlerdir. Sabit restorasyonlarda artan implant sayısı, boyu ve çapının implantların biyomekanik davranışlarını geliştirdiği bildirilmiştir (207). Yapılan FEA sonucunda dört implantla desteklenen İDHP'ler ile iki implantla desteklenenler arasında kuvvet dağılımı ve biriken gerilmeler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (100). Burns implant destekli hareketli protezlere destek olacak implantların sayısı üzerine tartışmaların devam ettiğini bildirmiştir. Genelde iki veya dört implantın tercih edildiğini, iki implantın minimum sayı olduğunu ve artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırdığını vurgulamıştır (48).

2.7. İmplant Destekli Hareketli Protezler (İDHP)

Dişsiz hastalar için klasik tedavi yöntemi alt-üst tam protez yapımıdır. Fakat tam protez kullanan hastalar çoğunlukla alt protezlerinin hareket etmesinden ve çiğneme kabiliyetlerinin azaldığından şikayetçidirler. Doundoulakis ve ark, tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadırlar (83):

- Laboratuvar işlemlerinin zorluğu ve teknisyenlerin yeterli donanıma sahip olmaması.
- Stabilite ve retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde).
- Retansiyon ve stabilite kaybını da arttıran sürekli devam eden kemik yıkımı.
- Çiğneme etkinliğinin yetersiz olması.
- Sosyal problemler.
- Hastaların protezleri sürekli olarak bu konuda profesyonelleşmiş hekimlere yaptırma istekleri.

Ayrıca tam protez hastalarında konuşma, yemek yeme ve estetik problemlerinden dolayı sosyal çevreye girememe olduğu da bildirilmiştir (12).

Bu nedenlerden dolayı protetik apareylerin retansiyonu için kemik içinden destek alma fikri birçok araştırmacı tarafından öne sürülmüştür. Bu konu ancak Branemark'ın osseointegresyon tekniği üzerine yaptığı araştırmalar sonucunda bilim dünyası tarafından kabul görmüştür. Doku ile bütünleşmiş protezler konusunda Toronto'da 1982 yılında yapılan konferansta ilk olarak dental implant yüzeyi ile konak kemik arasında kontrollü osteogenezin gerçekleştirilebileceği diş hekimliği camiasına sunulmuştur (262). Bu birleşme protez terimleri sözlüğüne göre kemik doku ile alloplastik materyal arasında herhangi bir bağ dokusu girişi olmadan yapışması veya bağlanması olarak ifade edilmiş ve Branemark tarafından osseointegrasyon olarak tanımlanmıştır (238). Böylece allograft diş köklerinin çene kemiği içine güvenli bir şekilde yerleştirilmesi gerçekleşmiştir.

Dental implantlar kaybolan doğal dişlerin yerini başarılı bir şekilde alarak protetik tedavide her geçen gün daha fazla kullanım alanı bulmaktadırlar. Alt çene tam dişsizlik vakalarının implantlarla tedavi edilmesinde sabit veya hareketli protezlerin kullanımında kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Mericske-Stern diş destekli ve implant destekli hareketli protezleri karşılaştırmış ve implant destekli hareketli protezlerin başarı yüzdesinin daha yüksek olduğunu söylemiştir (48). Alt çeneye yerleştirilen implantların protetik olarak yüklendikleri zamandan itibaren beş yıllık kullanım sonundaki başarı oranı %94,5 ile %99 oranları arasında olmaktadır. Başarı oranlarının artmasıyla son yıllarda İDHP'ler giderek daha fazla kabul görmeye başlamıştır ve diş destekli olanların yerini almaktadır (78).

Bundan sonra yapılan çalımalarda da tam protezlerle implant destekli tam protezler karşılaştırılmıştır. Atwood ve ark (21) ve Tallgren (235) alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yıllık 0,4mm olduğunu bildirmiştir. Alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise kemik rezorpsiyonu beş yıl sonunda 0,5 mm olmuş ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlenmiştir (175,206).

Ayrıca Kordatzis ve ark (133) 150 dişsiz hastada yaptıkları tomografi çalışmasında beş sene sonunda alt tam protez kullandırdıkları hastalarda kret yüksekliğindeki azalmayı ortalama 1,63 mm, alt İDHP kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm bulmuşlardır.

Tam protezler ile İDHP'lerin karşılaştırıldıkları çalışmalarda çiğneme performanslarında (26,231,246) ve hasta memnuniyetlerinde de (12,173,175,189,253) İDHP'lerde belirgin bir artış gözlemlenmiştir.

2.7.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin (İDHP) Avantajları

İDHP'lerin avantajları şu şekilde özetlenmiştir (46,162):

- Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi.
- Daha iyi estetik.
- Daha iyi stabilite.
- Daha iyi oklüzyon.
- Yumuşak doku yaralanmalarında azalma.
- Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış.
- Daha iyi retansiyon.
- Daha iyi destek.
- Daha düzgün fonetik.
- Protez hacminde azalma.

İlave olarak Misch, İDHP'lerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlüklerini de şu şekilde belirtmiştir (162):

- İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha kolay cerrahi).
- Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
- Yumuşak dokulardaki üstünlük (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondalamada daha az cep oluşumu).
- İmplantlara gelen yüklerde azalma (parafonksiyona sahip bireylerde çok önemli).
- Hem cerrahisi hem protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

2.7.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin (İDHP) Dezavantajları

İDHP'lerin dezavantajlarını şu şekilde özetlenmiştir (102,162):

- Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her yedi yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- Protezin altına gıda kaçması.
- Protezin hareket etmesi.

2.7.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde (İDHP) Tutucu Türleri

Dişüstü protezlerde kullanılan hassas tutucular şöyle sınıflandırılabilir.

I- Tek başına duran tutucular

1-Kuvvet kırıcı mekanizmalı.

- Top veya çivi başlı (ball) tutucular.
- Mıknatıslı tutucular.

2- Rijit mekanizmalı.

- Özel döküm teleskopik bağlantılar.
- Locator abutmentlar.

II- Splintlenmiş tutucular

1-Kuvvet kırıcı mekanizmalı.

- Yuvarlak kesitli barlar.
- Yumurta kesitli barlar (Dolder).

2- Rijit mekanizmalı.

- U-kesitli barlar.

2.7.3.1.Top Başlı (Ball) Tutucular ve O-Ring

Kullanımları en kolay olan ve en popüler hassas bağlantı sistemleri ball tutuculardır. Barlardan daha az yer kaplar, dokudan daha çok destek alırlar ve daha ucuzdurlar. Ayrıca, hastanın total protezinin değişmesine gerek kalmadan tutuculuğu arttırmak için implant yerleştirildiği vakalarda tavsiye edilir.

O-ringler direnç karşısında eğilme ve daha sonra yaklaşık olarak eski şekillerine geri dönebilme yeteneğine sahip simit şeklinde sentetik polimerlerdir. O-ringler hareketli protezlerde tutucu eleman olarak kullanılırken implantlarla desteklenen diş üstü protezlerin yaygınlaşmasıyla beraber yeniden popülarite kazanmışlardır .

O-ringler altı farklı yönde harekete izin verirlerken implantlara üst yapı bağlandıktan sonra hareket alanı azalır. Bir tutucunun hareket serbestliği ne kadar yüksekse, tutucudaki moment kuvveti o kadar fazla olur. O-ringin rotasyon noktası o-ring postunun boynunda olduğu için, rotasyon noktası çok yüksek değildir. Ancak eğer protez hatalı yapılmışsa ve posta lateral kuvvetler uyguluyorsa, post yüksekliğinin kaldıraç kolu bara, vidalara, implanta ve kemiğe gelen zararlı kuvvetleri arttırabilir (168).

Top Başlı (Ball) Tutucularda Kullanılan Materyaller

Ball Lastiği: Silikon, nitril florokarbon veya etilen-propilenden yapılmış olabilir. Bu materyaller çeşitli endüstriyel üreticilerden temin edilir. Ayrıca lastiğin yüzeyi protezin takılıp çıkarılması sırasında abrazyon, kopma veya delinmeyi önlemek için bir lubrikant ile muamele edilmiştir.

Ball Postu: O-ring postu genellikle cilalı titanyum yüzeyine sahiptir. O-ring postunun baş, boyun ve gövde kısımları vardır.

Metal Yuva (Kapsül): Lastiğin içinde bulunduğu metal yuvanın alüminyum, bronz, altın veya pirinç gibi yumuşak materyallerden yapılması tercih edilmez. Oluşabilecek hasarların minimuma indirilmesi için tercih edilen materyal genellikle paslanmaz çeliktir. Ayrıca lastiğin deforme olmaması için metal yuvanın her tarafının yuvarlatılmış olması gerekir (98).

Ball Tutucuların Avantajları

- Bağlantının değiştirilmesindeki kolaylık.
- Geniş hareket alanı.
- Düşük maliyet.
- Değişik derecelerde retansiyon sağlanabilmesi.
- Protezin üst yapısı için harcanan zamanın azalmasıdır (168).

2.7.3.2.Bar Tutucular

İmplant destek üzerindeki barlı tutucular, hastaların klasik tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilite problemlerini büyük ölçüde çözmektedir (29,182).

Barlı tutuculuların destekleri birbirine bağlanarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, yükleri bar ve geniş protez kaidesi yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra plak birikimi, yapım, yenilenme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları vardır (78).

Bar tutucularda kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant destekten faydalanılır. Bunların uygulanabilmesi için dikey boyutun yeterli olması ve barın mukozanın 2-3mm yukarısında seyretmesi gerekir. Bar overdenture proteze klips adı verilen metal yada plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır. Bu bağlantı parçaları akril veya metalden yapılmış klipsler, dişi veya erkek ataşmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir. Bunların aşınma, kısıtlı rotasyonel serbestlik, fazla yer kaplama gibi dezavantajlarının yanı sıra estetik ve yumuşak doku sorunları gibi problemleri de vardır (78).

Bar Tutucuların Avantajları

- Tutuculuk ve stabilite daha iyidir.
- Splintleme nedeniyle kuvvetler dayanaklara daha az iletilir.
- Hekimin hasta başında geçirdiği süre azalır.
- Alt çenede üç-dört implant üzerine bar ile hemen yüklemek (immediat loading) mümkün olur.
- Dolder barın yer tutucusu sayesinde protez ve bar aynı gün teslim edilebilir.

İmplant ile desteklenen bar yapımında barın menteşe eksenine paralel yerleştirilmesi ve rezilient bir mekanizma (yumurta veya daire şeklinde kesitli bar) seçilmesi tavsiye edilmektedir. Bunun amacı distal bölgelere yük geldiğinde serbest rotasyona müsaade etmek ve implantlara daha az kuvvet iletilmesidir (90,168,176).

Bar Tutucu Çeşitleri

- U şeklinde kesitli bar.

  Rijittir ve dört dayanaklı durumlarda uygundur.

- Yuvarlak kesitli bar.

  Rezilienttir ve dayanaklara yatay ve çapraz kuvvetler gelmesini azaltır.

- Yumurta kesitli bar (Dolder).

  Hem rezilient, hem de endirekt tutuculuk açısından avantajlıdır.

Bar Tutucu Endikasyonları

- Üst çene protezleri.
- Alt çene aşırı rezorbe kretler.
- U şeklinde kretlerde.
- Kemik ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon sonrası.
- Daha tutucu ve stabil protez ihtiyacında uygulanabilir.

Bar Tutucu Kontrendikasyonları

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda.
- Hastanın ekonomik durumu izin vermiyorsa.
- Hijyeni iyi sağlamayacağı düşünülen hastalarda kontrendikedir.

2.7.3.3.Mıknatıs Tutucular

Mıknatıslar, manyetik kutup özelliğine sahip olan demir,nikel,kobalt gibi metalleri çekme özelliği gösteren fiziki maddeler olarak tanımlanmaktadır. Düzgün sekiz yüzlü kristal yapıdaki demiroksit cevherleridir. Mıknatıslı bağlantıların protetik diş hekimliği pratiğinde uygulama alanları şu şekilde sıralanılabilinir (70):

- Diş üstü protezler
- Çene-yüz protezleri
- Tam protezler
- Hareketli bölümlü protezler
- İmplant-destekli protezler

Mıknatıs tutucular İDHP'ler için alternatif bir mekanizma sağlamaktadır. Mıknatıs tutucular, iki komponente sahiptir. Bunlar(242):

- Protezin içerisinde kalan mıknatıs parça.
- Abutment veya implantın direk üzerinde bulunan koruyucu parça (keeper).

Mıknatıslar protezlerin içerisine iki türlü yerleştilirilebilir.

- Otopolimerizan akrilikle ağızda birleştirme (direkt).
- Laboratuvarda bitim (indirekt).

Ball ve barlı bağlantılarla karşılaştırıldıkları çalışmaların çoğunda mıknatıslı bağlantılar tutuculuk ve hasta memnuniyeti yönünden diğer iki tür bağlantıdan daha zayıf bulunmuştur (59,70,173). Tokuhisa ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada mıknatıslı protezlerde doğal dişe veya implanta lateral kuvvet iletiminin daha az olduğunu belirtmişlerdir (239).

2.7.3.4.Teleskopik Tutucular

Teleskopik tutucuların protez stabilizasyonunda kullanılması, birbirine bağlanmaması sayesinde avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzeyler nedeni ile horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder (111). Teleskop tutuculu implant abutmentları protezlerde primer olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturları modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanabilmektedir. Bu tip protezlerde abutment vida boşlukları sadece primerlerde bulunduğu için dış yapıdan çıkan vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir. Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir (111,167).

2.7.3.5.Locator Tutucular

İnteralveolar mesafe veya protezlerin yükseklikleri ball tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamalar veya kırılmaların görüldüğü durumlarda düşük profillerinden dolayı locator tutucular tercih edilebilir. Farklı retansiyon miktarına sahip plastik parçaları bulunmaktadır (14).

2.8.Oklüzal Kuvvetler

İmplant başarısızlığında en önemli sebeplerden biri olarak implant çevresi marjinal kemik kaybı gösterilmektedir (190). Marjinal kemik kaybının implantın fonksiyona girmesinden itibaren ilk bir yıl içinde ortalama 1,5 mm, daha sonra yılda ortalama 0,1 mm olduğu genel olarak kabul görmüştür (2,35,58,255).

Marjinal kemik kaybı genel olarak biyomekanik faktörlere yani implant çevresine gelen ve kemiğin tolere edemeyeceği yükseklikte gerilmelere bağlanmaktadır (190). Titanyum ve alaşımlarının elastisite ve sertlik modülü kortikal kemikten farklıdır (54). Mekanik bilimi farklı modüllere sahip ve doğrudan temas halinde olan iki madde üzerine gelen kuvvetlerin, kuvvete en yakın temas yüzeyinde yoğunlaşacağını bildirmekte ve fotoelastik testler, FEA çalışmaları da bu görüşü desteklemektedir. Bu nedenle gerilmeler özellikle marjinal kemikte birikerek klinik kayıpların da bu bölgede görüldüğü gözlenmektedir. Marjinal bölgedeki kemiğin mekanik direnci kemik yoğunluğuna bağlıdır.

İmplant çevresinde önceleri kemik örgüsü (woven kemik) oluşur ve lameller kemikten çok daha zayıftır (198). Birkaç ay sonra woven kemik lamellar kemik ile yer değiştirir ve mineralizasyon ancak elli iki hafta geçtikten sonra tamamlanır. Mineral yoğunluğu woven kemiğe göre daha fazla olan lamellar kemik oklüzal yüklere daha dayanıklıdır. Bu nedenle aynı büyüklükteki gerilme, iyileşme döneminin başında mikro çatlak veya rezorpsiyona neden olurken ilk yılın sonunda mineralizasyonun tamamlanması ile gerilme (stres), şekil değiştirme (gerinim) arasındaki ilişki tamamen değişeceği için kemik adaptasyonunu sağlayabilmektedir. Bu nedenle 1. yılı takip eden yıllarda kemik kaybı, implant çevresinde normal sınırlarda kuvvet dağılımı olduğu durumlarda 0,1 mm olarak gerçekleşmektedir. Adaptasyon sürecinde implant çevresindeki kemikte gerilme ve şekil değiştirmeden korunmak için progresif yükleme tercih edilebilir (165). Benzer şekilde yapılan hayvan çalışmaları (88,188) ve klinik

çalışmalar (20,37,79,92,96) implanta gelen yükleri ve mikro hareketliliği azalttığı için immediat yüklemenin osseointegrasyonu desteklediğini göstermektedir (47,85).

İmplant sayısının artmasının krestal kemik üzerine gelen gerilmeleri azalttığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır (35). Yüzey alanının büyüklüğü yüzey geometrisine, implant uzunluğuna, çapına ve yiv geometrisine bağlıdır. Geniş çaplı implantlarda kemik-implant temas alanı artar, dolayısıyla yükler kret tepesi bölgesinde daha iyi dağılır. İmplant çapındaki her 0,25 mm'lik artış toplam yüzey alanını yaklaşık olarak %5 ile %10 arasında arttırmaktadır. Çok dar veya kısa implantlar kullanıldığında, yüklerin olumsuz etkisini azaltmak için distal uzantı (kantilever) veya yatay kuvvetlerden mümkün olduğunca kaçınılır. Sabit restorasyon yerine hareketli protez planlanarak implanta daha az kuvvet gelmesi, desteğin bir miktar da yumuşak dokulardan alınması sağlanabilir.

Kemik yoğunluğu düşük olan hastalarda veya üst çene posterior gibi kemik yoğunluğunun genel olarak çok düşük olduğu bölgelerde implant boy ve çaplarının mümkün olduğunca büyük kullanılmasının yanında dayanak implant sayısının da fazla olması tavsiye edilir. Kemik yoğunluğu ile paralel olarak implantın temas alanı da azalır, dolayısıyla yük ve gerilme dağılımı da olumsuz etkilenir (167,195).

İmplantlar da aşırı yükler altında mobil hale gelebilir, ama yük ortadan kalktığında doğal dişlerde olabildiği gibi tekrar stabil hale gelemezler. Bu nedenle implantlar aşırı yüklerden korunmalıdır. Esneklik farkları ne kadar büyük olursa, iki yüzey arasındaki gerilme o derece büyük olur. Dental implantlar titanyum ve alaşımlarından yapılırlar ve titanyumun elastiklik modülü kortikal kemiğe göre beş-on kat daha fazladır (45).

Fotoelastik ve FEA ile yapılan çalışmalar gerilmenin, dental implantlar ile kemiğin ilk temas ettiği bölge olan krestal bölgede yoğunlaşarak U veya V şeklinde dağılım gösterip şiddetini kaybettiğini göstermektedir (35,129,198).

Kemiğin şekillenmesi sırasında tamir dokuları üzerine gelen mekanik gerilmeler kemik iyileşmesini etkileyen önemli bir faktördür (67,119,190,254). Özellikle yan kuvvetler implant stabilitesini bozarak, osseointegrasyonun oluşmasını engelleyebilir.

İmplantın koronalindeki cilalı kısım, kemik ile implant arasında mekanik tutunmaya izin vermediğinden kuvvet iletimi tam olarak gerçekleşmez. Bunun

sonucunda bu bölgede kullanılmama atrofisini meydana gelir. Yapılan hayvan deneyleri (184,190) ve klinik takip çalışmaları bu durumu kanıtlamışlardır (81). Cilalı ve pürüzlü yüzey sınırında kemiğin kalıcı bir şekle girmesi, yaklaşık iki sene kadar sürebilmektedir. Dental implantlar sürekli ve tekrarlayan çeşitli kuvvetlerin etkisi altındadır. Basma, çekme ve kayma kuvvetlerine karşı yüzey pürüzlülüğü çok önemli rol oynamaktadır. Yüzey pürüzlülüğünün önemi çok erken zamanlarda fark edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü cilalı veya yivli yüzeyle kıyaslandığında, saat yönü ve saat yönünün tersine torklara karşı dirençlidir. Asitlenmiş yüzeyler porlu, birbiriyle bağlantılı bir yapı göstererek, içine kemik büyümesi için çok uygun bir ortam yaratır. En son çalışmalar yüzeyin üç boyutlu morfolojisinin yüzey pürüzlülüğünden daha önemli olduğunu göstermiştir. Bu yüzeyler çekme kuvvetlerine çok dirençlidir ve implant çevresindeki gerilme dağılımlarına olumlu katkıda bulunur. Bu sayede, yüzey alanının genişlemesi, gerektiğinde daha kısa implantların da kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Ayrıca, ideal bir implant yüzeyi implant ile kemik arasında biyolojik bir reaksiyon olmasını hızlandırır ve implantın fonksiyonel olarak erken yüklenebilmesini sağlar.

İmplantlar osseointegre olduktan sonra yeni oluşmuş kemik, üzerine gelen kuvvetlere cevap olarak yeniden şekillenir (remodelling). Bu olay aslında fonksiyonel adaptasyon sürecidir. Kemikte aşırı kuvvet yüklemesi ile rezorpsiyona neden olmamak amacıyla implantın adım adım, kademe kademe yüklenmesi önerilmiştir (45). Bu süre hasta metabolizmasına bağlı olarak uzar veya kısalabilir. Örneğin yaşlanma, iyileşme süresini uzatan bir faktördür (190). FEA çalışmaları, yüksek gerilme konsantrasyonlarının implantın kemiğin içinde kalan kısmının en koronalinde yoğunlaştığını göstermiştir (61, 119,198). Lokal gerilme kemiğin yorulma dayanıklılığını aşacak düzeyde olduğunda krestal kemik kaybı olur. Marjinal kemik kaybının en yüksek oranda implantın fonksiyona girmesinden itibaren bir yıl içinde gerçekleştiği genel olarak kabul görmüştür (2,67,254). İlk yıl oluşan en büyük kemik kaybından sonra, ileriki yıllarda kemik kaybının ciddi bir azalma göstermesi, gerilmeyi karşılayan kemiğin rezorbe olması ve lokal gerilmelerin ortadan kalkması ile açıklanmıştır (184). Çok düşük seviyede gerilmelerin de kemik kaybıyla sonuçlanabileceği bulunmuştur (184,190). Tam dişsizlikte oklüzyona karar verirken implant sayısı, yük, karşıt çene oklüzyonu, karşıt çenede kullanılan restoratif materyal, parafonksiyonel alışkanlıklar, mevcut oklüzyon türü, oklüzyon düzlemi, interalveolar mesafe ve dental anamnez göz önünde bulundurulur (35).

Tek çene veya her iki çenede hareketli protez kullanılan vakalarda protezin dengesini sağlamak ve alttaki yumuşak dokularda ağrıya neden olmamak için bilateral balanslı veya lingualize oklüzyon tavsiye edilmektedir (104,239). Her iki çenede de sabit veya yarı hareketli protezler bulunduğunda grup fonksiyonu tercih edilmelidir (198). Sentrik ilişkide tek diş veya tek implant üzerinde temas olması istenmez, kuvvetler eşit bir şekilde tüm diş ve implantlara yayılmalıdır. Sınıf II maloklüzyon hastalarında bu oldukça zordur, çünkü ön bölgede oklüzal temas genellikle sağlanamaz.

Tek diş eksikliklerinde implant kanin diş dışında başka bir yere yerleştirildiyse ve hastada kanin koruyuculuğu varsa, bu hasta için çok uygun bir durumdur. Ancak implant kanin diş yerine yapıldıysa, o zaman kanin rehberliğinden kaçınmamız ve grup fonksiyonunu tercih etmemiz gerekir (34).

Tam ve bölümlü dişsizlik olan vakalardaki en büyük sorun doğal dişlerle bilateral balanslı oklüzyonu başarmaktır. Sabit protezlerde ise kantilever üzerine lateral ve protrüziv hareketlerde kesinlikle kuvvet gelmemelidir. İmplantlarda kantilever diye adlandırılan distal uzantıların yaratabileceği sorunlardan kaçınmak için oklüzyon ile ilgili tedbirler almak yeterli değildir. Distal uzantılı sabit köprülerin distal uzantılarının iki premolar genişliğinden fazla olmaması gerektiği, bu olumsuz durumun dört yerine altı implant kullanılması ile de hiç değişmediği yapılan çalışmalar ile bulunmuştur (141,216).

2.9.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin (İDHP) Neden Olduğu Gerilmeler

Doğal dişler çürükler, travma, diş eti hastalıkları ve iatrojenik nedenler sonucu kaybedilirler. Tamamen dişsiz kretler sabit protezler ve geleneksel tam protezlerle tedavi edilebileceği gibi İDHP'lerle de tedavi edilebilmektedir. İmplantların, geleneksel tam protezlerin retansiyon ve stabilitelerini arttırdığı belirtilmektedir (32,77). İDHP kullanımı sonucu tam protezlere oranla çiğneme performansı, hasta memnuniyeti ve ısırma kuvvetlerinin arttığını gösteren pek çok çalışma bulunmaktadır ve implantların bulundukları bölgede kemik rezorpsiyonunu azalttıkları bilinmektedir (173,174,231, 244,245). Alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yıllık 0.4 mm olduğu bildirilirken (21,235), alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen hareketli protez kullanımı sonucunda kemik rezorpsiyonu beş yıl sonunda 0.5 mm olarak bildirilmiş ve yıllık 0.1 mm kemik kaybı gözlenmiştir (175). Çekimleri takiben alveol kretlerinde ilk on hafta içinde hızlı, sonra daha yavaş ve en sonunda progresif rezorpsiyon meydana

gelmektedir. İmplantların dokuların fizyolojik tolerans sınırları içinde fonksiyonel yüklenmesi sonucu implant etrafındaki kemikte remodelinge yardımcı olduğu bildirilmiştir (145).

İDHP'lerde tutuculuk, doğal dişlerle desteklenen diş üstü protezlerdeki gibi tek veya birbirine bağlanan tutucu parçalarla sağlanmaktadır. İmplant tutuculu protezler için günümüzde pek çok tutucu kullanılabilmektedir. Alt çene İDHP'lerde en az iki implant kaninler bölgesinin hemen medialine yerleştirilir (177). En sık kullanılan tutucular ball tutucular, bar tutucular ve manyetik tutuculardır. İDHP'lerde pek çok değişik tutucu kullanılabilmesine rağmen oklüzal yükler altında farklı tutucuların protez hareketlerine etkisini açıklayabilen klinik ve deneysel veriye ulaşılamamaktadır. İmplanta bağlanan tutucu mekanizmalar, periodontal ligamanlarla desteklenen dişlerden daha farklı gerilme ve kuvvet dağılımlarına neden olurlar (41). İmplant ve doğal diş arasındaki önemli farklılık kemik içindeki implantların uygulanan kuvveti iletiminde hareket etmeyişidir. Titanyum implantların doğal dişlerden daha sert olmaları nedeniyle destek kemikte daha büyük gerilmeler oluşturduğu söylenmektedir. Bu kuvvetlerin iyileşme döneminde fizyolojik sınırları aştığı durumlarda, kemikte mikro kırıklara neden olacağı ve mineralize olmayan bağ dokusu oluşumuna neden olacağı söylenmiştir (41). Bu nedenle implantlar ve protezler aracılığıyla destek kemiğe uygun kuvvet dağılımı sağlanması istenir.

Bildirilen yüksek başarı oranlarına rağmen hasta ve hekimi hayal kırıklığına uğratan implant kayıpları da meydana gelmektedir. Kayıplar genellikle zayıf hijyen, implantların uzunluğu, çapı, şekli gibi biyomekanik nedenler, destek kemiğin kalitesi ve miktarı (219) çiğneme kuvvetleri ve mukoza reziliensi ile ilişkilendirilmiştir (234).

Alt çene İDHP'lerde çiğneme kuvvetlerinin iletimi implant destekli sabit protezlerden daha farklıdır. Sabit protezlerde gelen tüm kuvvetleri implantlar karşılarken, hareketli protezlerde yumuşak doku ve altındaki kemikte kuvvet iletimine katkıda bulunmaktadır. İmplantla beraber yumuşak doku ve mukoperiostun devreye girmesi nedeniyle hareketli protezlerde kuvvet iletimi sabit protezlere göre daha karmaşıktır. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi sonucu oluşan protez rotasyonu implantlar baskı ve tork kuvvetlerine maruz kalır (154). İmplantlar üzerine genellikle axial kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme

kuvvetleri, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri meydana gelebilir. Protez eğerlerinin tutucu tipine bağlı olarak fulkrum gibi fonksiyon yaparak, destek kemiğe implantlar aracılığıyla bükülme momenti uygulayabileceği söylenmiştir (239). Jemt ve ark in vivo çalışmaları sonucunda İDHP'lerde implant aracılığıyla destek kemiğe iletilen baskı/germe kuvvetlerinin distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak, implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olduğunu belirtmişlerdir (125). İmplant destekli hareketli protezlerde çiğneme kuvvetleri doğal dişler ve implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olmasına rağmen (158), yatay kuvvetlerin daha zararlı olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (158,193).

Klinik yüklemede oklüzal kuvvetler ilk olarak proteze gelir ve daha sonra implantlar aracılığıyla kemik implant arayüzüne ulaşır. Bu nedenle araştırmacılar bu süreci etkileyen biyomekanik faktörler üzerinde çalışmalar yapmaktadır. Bunlar:

- Kuvvetlerin yönü,
- Kuvvetlerin büyüklüğü,
- Protez tipi,
- Protez materyali,
- İmplant şekli,
- İmplantların sayı ve dağılımı,
- Kemik yoğunluğu ve
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleridir (207).

İDHP'e kuvvet uygulandığında yük taşıyıcı sistemin bütününde gerilmeye neden olarak destek kemikte teorik olarak aynı büyüklükte ancak ters yönde gerilme reaksiyonu oluşturur. Klinik yüklemeler sırasında kuvvetler nerdeyse hiçbir zaman implantın uzun eksenine paralel gelmemektedir, aksine kuvvetin yüklendiği yer ve sıklığına bağlı olarak kemikte reaksiyon kuvvetleri ve bükülme momenti oluşturabilecek kaldıraç kolu oluşturabilir (197). Kuvvet ve etki alanı arasındaki mesafe arttıkça bükülme momentide artar .

Kemik biyolojisi ile ilgili çalışmalar, aşırı kuvvetlerin implant kaybına neden olacağını belirtmektedir. Aşırı yükleme sonucu (2500-3500 strain) implant etrafındaki kemiğin fazla miktarda deformasyona uğrayacağı söylenmektedir (227). Ancak fizyolojik limitlerin üzerinde patolojik yükleme olursa (3500 strainden fazla) kemik implant arayüzündeki kemikte mikro çatlaklar meydana gelir (193).

İDHP'lerin üzerine gelen oklüzal yüklerin mukoza ve kemiğe iletilmesinde protezin içindeki tutucu sayısı ve tutucuların hareket serbestliği kadar akrilik kaide plağı içine gömülen metal iskeletin uyumu ve besin maddesinin reolojik özelliklerinin (gıda viskozitesi, yapısı, esnekliği) de etkili olduğu belirtilmektedir (101).

Kemik-implant destekli protez kompleksinin tüm komponentlerinde meydana gelen gerilme ve birim uzamaların oklüzal kuvvetlerin lokalizasyonları ve büyüklüklerinden etkilendiği konusunda fikir birliği bulunmaktadır (114,157,160).

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve lokalizasyonlarının kuvvet iletimini ve implantlar etrafındaki gerilmeleri etkilediği ve özellikle implantların kayma kuvvetlerine karşı olan biyomekanik özelliklerinin etkilendiği bildirilmektedir (114,118,134,229).

2.9.1.İmplant Sayısı ve Tutucu Türünün Neden Olduğu Gerilmeler

İmplantların sayı ve dağılımının implant ve destek kemiğin yüklenmesine etki ettiği söylenmektedir (93). Genel olarak yük daha fazla sayıda implanta dağıtıldığında kemikteki gerilmenin azalacağı düşünülmektedir (221). Bununla beraber tam dişsiz alt çenede az sayıda implantla desteklenen hareketli protezlerde yüksek başarı oranları bildirilmektedir (1,29,159). İnterforaminal bölgede iki adet implantın alt çene overdenture protezleri taşımak için yeterli olduğu çok merkezli çalışmalarla gösterilmiştir (35,104). Genellikle alt çene tam dişsizlik vakalarında tedavi konsepti iki ya da dört implantla desteklenen hareketli protezlerdir (29,30,217,218). Burns İDHP'lere destek olacak implantların sayısı üzerine tartışmaların devam ettiğini bildirirken, iki implantın minimum sayı olduğunu ve artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırdığını vurgulamıştır (48). Buna karşılık alt çene orta hatta yerleştirilen tek implantla hazırlanan İDHP tedavisinin de başarılı sonuçlar verebilen bir seçenek olduğunu ileri süren çalışmalarda bulunmaktadır (13,65). Hatta bu konseptin uygulandığı hastaların beş yıllık takibi sonucunda, protez retansiyon ve stabilitesinin önemli oranda arttığı belirtilmiştir (65). İnterforaminal bölgede ikiden

fazla implant yerleştirilmesinin düz çizgi ilişkisi yerine açısal ilişki oluşturduğu ve üç implantla desteklenen hareketli protezlerde öndeki implant endirekt tutucu görevi üstlenerek protezin ön segmentinin dokulara gömülmesini engellediği söylenmektedir (73).

Alt çene tam dişsizlik tedavisinde iki ve dört implantla desteklenen hareketli protezlerin karşılaştırılmasının yapıldığı iki uzun dönem çalışmada implant çevresi dokularda klinik ve radyografik olarak anlamlı fark bulunamamıştır (29).

İmplanta iletilen kuvvetin miktarını etkileyen faktörlerden birisi de, protezi implanta bağlamakta kullanılan hassas bağlantının seçimidir (14). Tutucu türünün alt çene İDHP'lerde kuvvet dağılımına etkisi ile ilgili görüşler çok çeşitlidir. İDHP'lerde üst yapı planlamasının kuvvet iletimi üzerinde belirgin etkisi olduğunu belirten araştırmacılar olmasına rağmen (95), aksiyal olmayan yüklerin implant-kemik ara yüzünün bütünlüğüne etkisiyle ilgili kanıtların yetersiz olduğunu öne süren çalışmalar da vardır (236). Yaklaşık on iki yıllık uzun dönem klinik çalışmalarda elde edilen yüksek başarı oranları da alt çene İDHP'lerde tutucu türünün marjinal kemik kaybı üzerine etkili olmadığı görüşünü destekler gibi görünmektedir (29,156,177,251). Ball ve bar tutucuların karşılaştırıldığı iki implantla desteklenen hareketli protezlerde implant çevresi dokuların sağlığında (32), hasta memnuniyetinde (175,258), protetik bakım gereksiniminde (193) anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

İmplant destekli hareketli protezlere fonksiyon sırasında etki eden kuvvetler abutmentlar ve rezidüel kretler kadar implantlar etrafındaki alveol kemiğine de iletilmektedir. Tutucu parçaların yerleştirildiği abutmentlar üzerinde implantların başarısını olumsuz şekilde etkileyecek kuvvetlere neden olmamak çok önemlidir (185). Kemiğin korunması için oklüzal yükleri dengeli şekilde ileten tutucu sistemler tercih edilmelidir (95). Ball tutucular dikey ve yatay yönlerde çeşitli derecede rezilientliğe izin vermektedir. Manyetik tutucular dikey reziliense izin vermezken abutmentlara gelen horizontal kuvvet iletimini azaltırlar , bar tutucularda barın kesitine göre rezilient veya rijit olabilirler.

Ball/o-ring tutucuların dikey kuvvetler etki ettiğinde implantlara bar tutuculara göre minimal gerilme uyguladığı söylenmektedir. Ancak posterior oblik kuvvetler her iki tutucu tipinde de benzer gerilme paternleri oluşturmakla beraber, bar tutucu ile retansiyon sağlanan protezlerde bir miktar daha fazla bulunmuştur (242).

Tutucu tiplerinin kuvvet iletimine etkisinin incelendiği pek çok çalışma bulunmaktadır. İn vitro deneysel (95,239), FEA (149,154) ve in vivo (153,205) çalışmalar ball tutucuların arkın her iki tarafında rezidüel kretlerde dengeli kuvvet dağılımı sayesinde daha fazla stabilite sağladığını belirtmektedirler. Bu sonuç splintlenmeyen tutucuların alt çenenin esnemesine izin vermesine bağlanabilir. İmplantlar birbirine bağlanmadığında baskı gerilmeleri azalmaktadır. Splintlenen implantların ise implant sayısı artsa bile kuvvet iletimini arttırdığı söylenmektedir. Dört implant distal uzantılı bar tutucu ile birbirine bağlandığında posterior rezidüel kretlerde mukoza ve protez arasında iyi temas sağlanmadığı durumlarda en yüksek gerilmelerin terminal abutmentlarda belirlendiği söylenmiştir (205). Bar tutucular ve splintlenmeyen tek tutucuların distal uzantılı bar tutuculara göre daha az gerilme iletimine neden olduğu söylenmektedir. Ancak distal kaidenin altında doku teması iyi sağlandığında distal implantlara iletilen gerilmelerin düşük seviyede de olsa üniform olarak azaldığının kanıtlandığı belirtilmektedir (242).

FEA yöntemiyle alt çeneye ait iki İDHP'de ball ve bar tutucunun gerilme dağılımlarına etkisinin karşılaştırıldığı çalışmada ball tutucuların bar tutuculara göre daha iyi gerilme dağılımına neden olduğu bildirilmiştir (149). Alt çeneye ait iki İDHP'de ball ve bar tutucunun çiğneme kuvvetlerinin dağılımına etkisinin karşılaştırıldığı FEA çalışmasında, ball tutucuların çalışan ve çalışmayan tarafta distal mukozaya daha uygun kuvvet dağılımı sağladığı, periimplanter kemikte ise daha az gerilme yarattığı belirtilmiştir (154).

İn vivo ve in vitro çalışmaların çoğunda bar tutucuların implantlara daha fazla kuvvet uyguladığı belirtilmektedir. Ancak implantlara gelen kuvvetlerin ağız içinde piezoelektrik transducerler yardımıyla ölçüldüğü klinik çalışmada, teleskop tutucuların vertikal kuvvetleri bar-klips tutuculara göre daha fazla ilettiği belirtilmiştir (160).

2.10.Biyomekanik

Mekanik prensiplerin biyomateryallere uygulanması biyomekanik olarak adlandırılmaktadır. Biyomekanik, mühendislik prensiplerinin biyolojik problemlerin çözümünde uygulanmasıdır (45).

İmplantların devamlılığında biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir. İmplantlar kırılmamalı, eğilmemeli, yorulmamalı ve aşınmamalıdır.

Holmgren 1998 yılındaki çalışmasında , implant çapı, şekli ve üzerine gelen yüklerin yönünün gerilme yayılımındaki etkin faktörler olduğunu belirtmiştir (118).

İmplant destekli restorasyonlardan uzun dönemli başarı elde edebilmek sadece implant kemik kaynaşmasının yani osteointegrasyonun elde edilmesiyle mümkündür.

Birçok çalışma implant kayıplarının plak sonucu oluşan periimplantitis ve/veya mekanik aşırı yükleme sonucu olduğunu göstermiştir (202). Osteointegrasyonu tamamlanmış bir implantın aşırı yüklenmesini önlemekteki kritik faktör, mekanik gerilmelerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığının bilinmesini ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesine bağlıdır. Diğer bir deyişle, anahtar biyomeknik faktör, interfasial dokuların çiğneme kuvvetlerine uzun bir süre karşı koyabilme yetenekleridir. Bu sebeple, osteointegrasyonu tamamlanmış kompleksin yaşam süresi için, implantlar üzerine etki eden kuvvetlerin birbirleri ile ilişkilerini, bu yüklerin çevre kemiğe iletimini ve interfasial dokuların bu yüklere cevaplarını anlamak önemlidir.

2.10.1.İmplant Kemik Birleşiminin Biyomekaniği

Yukarıda da belirttiğimiz üzere implant kemik ilişkisinin korunmasındaki en önemli faktör, mekanik yüklemenin durumudur. Yapılan hayvan deneyleri (27,120) ve klinik çalışmalar (160) plak birikimi sonucu oluşan gingivitisin bulunmadığı durumlardaki implant kayıplarının, implant üzerine gelen yüklerin doğru dağıtılmamasından kaynaklanabileceğini göstermiştir (192).

2.10.2.İmplant Kemik Arayüzünün Elde Edilmesi

Osteointegrasyonda uzun dönem başarı sadece modeling ve remodeling ile elde edilir. Her ne kadar tam olarak anlaşılmamış olsa da kemikte yüklemeye karşı bir adaptasyon mekanizması olduğu kabul edilmektedir. Von Meyer, Roux ve Wolf doku yüklemesi ile adaptasyon arasındaki ilişkiyi ilk fark eden araştırmacılardır. İmplant yerleştirilmesinden sonra yara iyileşmesi basamaklarının kompleks bir serisi stabil bir arayüz elde edilmesini sağlar (225). Kemik yapının biyomekanik kuvvetlere karşı nasıl cevap verdiği ‘mekanotransduction’ olarak ifade edilmiştir. Bu mekanostat teorisine göre kemik üzerine gelen kuvvetler dengedeyse oradaki kemik de korunur (74).

İmplant çevresinde dinamik bir modeling ve remodeling süreci oluşur.İmplanttan çevredeki kemik dokulara iletilen kuvvetlerin bu iki süreci başlattığı

düşünülmektedir. Modeling, kemiğin şeklindeki net bir değişime karşılık gelirken, remodeling kemiğin şeklinde veya boyutunda herhangi bir değişim olmadan meydana gelen devamlı bir süreçtir (224). Bu adaptasyon kapasitesi klinik durumdaki değişikliklere karşı koyabilecek yetenekte biyolojik bir ara yüz elde edilmesini sağlar. Çiğneme kuvvetleri sonucunda, diğer bir deyişle kemik üzerine gelen tekrarlayan yükleme durumunda kemik içerisinde mikro çatlaklar formundaki yorulma (fatique) yıkımları oluşacaktır. Kemikte görülen remodeling mekanizmasının primer fonksiyonu oluşan bu yorulma yıkımlarının tamir edilmesidir (248). Kemik çatlaklarına sahip kemik dokusundaki osteoklastlar kemiği rezorbe ederken, osteoblastlar yeni kemik matriksi yaparak rezorbsiyon alanlarını doldururlar. İmplant üzerine etki eden kuvvetler fizyolojik limitler içerisindeyken bu adaptif işlem osteointegrasyonun güvenilirliğini arttırır. Fakat implantlara belirli derecede yüksek dinamik yükleme yapıldığında (3500 strain üzeri) bu durum kemik üzerinde daha büyük gerilmelere sebep olur ve kemiğin fizyolojik toleransını aşar (207). Bu durum marjinal kemik kaybına ve hatta osteointegrasyonun tamamen kaybına sebep olur (87,248). Buna ek olarak aşırı yüklemenin kemik yoğunluğunda azalmaya ve krater defektlere sebep olabileceği hem deneysel hem de klinik olarak kanıtlanmıştır (84). Diğer bir taraftan optimum düzeyin altındaki kuvvetler de osteointegrasyonun kaybına sebep olabilir. İleri derecede düşük kemik içi gerilmeler (<50-200 strain) kemikte kullanılmama atrofisine bağlı kemik rezorbsiyonu oluştururlar. Burada önemli olan ne implantın ne de çevresindeki kemiğin uzun dönem yorulma kapasitesinin üzerinde veya altında gerilmelere maruz kalmamaları gerektiğidir.

İmplantın yüzey özelliklerinin osteointegrasyon üzerinde önemli etkileri vardır. İmplant dizaynının makroskopik düzeyleri ile titanyum yüzeyinin mikroskobik yapısı birlikte, arayüz üzerindeki kayma gerilmelerinin etkisini azaltır. Arttırılmış yüzey pürüzlülüğü kemik apozisyonu ve remodelingi dengeler. Bunun sebebi de oklüzal kuvvetleri kemiğe ileten yüzey alanının artmış olmasıdır. Ayrıca pürüzlü yüzeyler içlerine doğru kemik büyümesine izin verdiklerinden cilalı (pürüzsüz) yüzeylere oranla daha iyi bir mekanik tutunma sağlarlar (50,51).

2.10.3.Osteointegre İmplantlar İle Tedavi Edilmiş Hastalarda Oklüzal Kuvvetler

Oklüzal kuvvetler yüksek değerlerde olmasına rağmen ve kısa süreli yüklerdir. Çiğneme kuvvetleri insandan insana ve dental arkın değişik bölgelerinde farklılıklar

gösterirler. Bilindiği gibi implant veya total protez taşımayan doğal dişli bir bireyde çiğneme kuvvetlerinin vertikal komponenti 100 N'dan 2400 N'a kadar değişebilir (44). Doğal dişli bireyler, alt üst çene total protez taşıyan bireylere göre 5-6 kat daha yüksek çiğneme kuvvetine sahiptirler (110).İmplant destekli sabit protez taşıyan hastalarda ise çiğneme sırasındaki kas fonksiyonları ve dolayısıyla çiğneme kuvveti doğal dişli bireylerinkine çok yakındır (109).

İDHP kullanan hastalarda ortalama çiğneme kuvveti çiğneme esnasında 50 N ve maksimum çiğneme kuvveti de 145 N olarak bildirilmiştir. Ağız içerisinde distale gittikçe aksiyal kuvvet komponentleri artma eğilimindedir. Molar bölgedeki çiğneme kuvvetleri kesiciler bölgesinden elde edilen çiğneme kuvvetlerinden dört kat daha büyüktür (109). Bu durum 3. sınıf kaldıraç konsepti ile açıklanır. Bu konsepte göre kuvvetler fulkruma yaklaştıkça büyürler. Bu konsept çiğnemeye adapte edildiğinde fulkrum ekseni temporomandibular eklem olarak kabul edilirse posterior bölgede çıkan kuvvetler anterior bölgedekilerden daha büyüktürler. Bunun yanında aksiyal komponentin gerçek değeri kuvvetin ağızda uygulandığı bölgeye bağlı olduğu kadar besinin yapısı, çiğneme, yutkunma, yaş, cinsiyet ve mental durum gibi hasta bağlantılı değişkenlere de bağlıdır (109,110).

2.10.4.Yükün İmplanttan Kemiğe İletimi

Doğal dişler etrafındaki periodontal ligamanlar gelen kuvvetlerin bir kısmını kendi içlerinde absorbe ederek diş etrafındaki kemiğe kuvvetin direkt olarak iletilmesini engellerler. Ancak dental implantlar çevresinde periodontal ligaman olmaması nedeniyle, oluşan gerilmelerin tamamı implantı çevreleyen kemiğe dağılır. Bir dental implant defleksiyona (uygulanan kuvvet altında eğilme, doğrultusundan kayma) uğradığını sadece alveolar kemikte deformasyon (biçiminin bozulması) ile gösterir. İmplanttaki bu defleksiyon doğal dişteki defleksiyonun on-yüz kat altındadır. İmplant ve çevresindeki kemiğin bu sabit bağlantısı sonucu kemikte rezorbsiyon ve bunun sonucu olarak da osteointegrasyonda gevşeme olabilir (105,142).

İmplantlar üzerine etki eden değişik büyüklükte ve yönlerde kuvvetler vektör kantiteleri olarak adlandırılırlar. İmplant destekli bir proteze yük uygulandığında yük ilk önce proteze, daha sonra implant vasıtası ile implant kemik ara yüzeyine gelir. Dental implantlar üzerindeki yüklemeyi etkileyen çeşitli faktörler vardır.

- Protez üzerine uygulanan oklüzal kuvvetin büyüklüğü, yönü ve lokasyonu (18,28, 114).
- Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi (114,125,229).
- İmplant ve protetik restorasyon arasındaki bağlantıların uyumu.
- İmplantların çapı, boyu, sayısı,yeri, açılanması ve geometrisi.
- İmplantların ve protezlerin mekanik özellikleri.
- İmplant-kemik arayüzünün sertliği.
- Karşıt arkın durumu (doğal dentisyon veya protetik restorasyon).
- Çene veya kafatasındaki fonksiyonel bozukluklar (31,221,256).
- Mevcut kemiğin kalitesi (117).
- Besinin tipi.

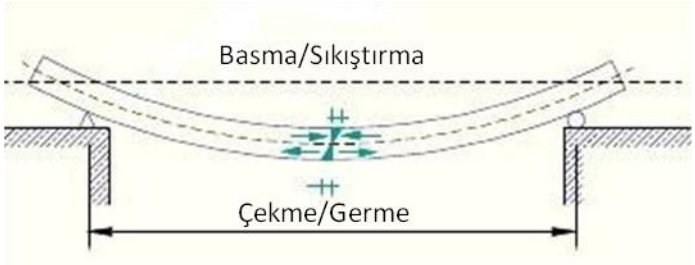
Bir implant yüklemeye maruz kaldığında dişlerin ve restorasyonların eğimli yüzeyi sebebiyle kuvvetler bileşenlerine ayrılır: vertikal bileşen implantın uzun eksenine paralel ve horizontal bileşen ise protez düzlemi ile aynı doğrultudadır.

Yapılan çalışmalar horizontal kuvvetlerin vertikal kuvvetlerin 0,1 katı olduğunu göstermiştir (45). Genel olarak kabul edilen yaklaşım da vertikal kuvvetlerin lateral kuvvetlerden daha iyi tolere edildiğidir. Dikey kuvvetler tek bir yönde hareket ederken horizontal kuvvetler bukkolingual ve mesiodistal olarak iki yönde hareket eder. Bir implanta yükleme yaptığımızda implant ve restorasyondan oluşan yük karşılayıcı sistemde gerilmeler oluşur ve çevreleyen kemikte de buna karşı gerilmeler meydana gelir. Bu oluşan gerilmeler büyüklük olarak aynı iken yön olarak tamamen zıttırlar. Oluşan bu yüklerin statik eşitliği sağlayabilmeleri için birbirlerini dengelemeleri gerekir. Gerilme birikimleri implant ile kemiğin temas ettikleri ilk noktada U veya V şeklinde meydana gelir. Bu gerilme birikimlerine kuronalden apikale doğru bakıldığında ise ara yüzdeki krestal kemiğin yaklaşık 5mm ilerisinde en yüksek değerine ulaştığı, apikale doğru yayılımının da giderek azaldığı görülmüştür (235,259).

Kemik içerisindeki gerilmeler ara yüz bölgesinde çekme/germe, basma/sıkıştırma ve kayma/makaslama kuvvetleri oluşturur (Şekil 2-2). İmplanta gelen ara yüz yüklemeleri doğal olarak baskı/sıkıştırma kuvvetleri olmalıdır. Çünkü

basma/sıkıştırma kuvvetleri kemik implant ara yüzündeki kaynaşmayı sağlarlar (166). Çekme/germe kuvvetleri tam tersi bir etkiye sahiptir. Ara yüzün birbirinden ayrılmasını sağlarlar. Kemik çekme/germe kuvvetlerine maruz kaldığında kemiğin ossointegre olma kuvveti %30, kayma/makaslama kuvvetlerinde ise %65 azalır (196). Bu da yüksek kayma kuvveti, yüksek kayıp riski anlamına gelir. İmplantlarda periodontal ligaman bulunmadığından kayma kuvvetlerinin implantlar üzerinde daha yüksek bir yıkıcı etkisi vardır. Periodonsiyum, kayma kuvvetlerini transfer eden katman olarak görev yapar ve doğal dişin soket duvarındaki gerilme konsantrasyonunu minimize eder (44).

İmplant yüzeyinden çevresindeki kemiğe kuvvetlerin aktarılması sırasında iki çeşit moment (dönme kuvveti) oluşur. Bunlar eğilme ve bükülme momentleridir. Bu momentler sırasında çekme ve basma kuvvetleri oluşur. Ancak ortaya çıkan moment doğal dişlerde kök yüzeyince dağılırken implantlarda alveol kreti tepesinde yoğunlaşmıştır. Bu nedenle momentlerin büyüklüğü implantların yüklemenin yapıldığı noktaya olan mesafesinin artmasıyla artar (87). Momentler aksiyal kuvvetlerden daha fazla gerilmeye sebep olurlar ve alveol kreti seviyesindeki implant çevresinde implantı kaybetmeye veya implantın kırılmasına neden olabilecek yıkıcı etkiler ortaya çıkarırlar (56,132,194). İmplant üzerindeki momentler doğru bir tüberkül fossa ilişkisi sağlanarak ve-veya karşıt dişteki tüberkül eğimleri azaltılarak minimuma indirilebilir. Bu da implant destekli restorasyonlarda optimum bir protez planlamasının gerekliliğinin altını çizmektedir.



Şekil 2-2:Kuvvet altında ortaya çıkan çekme/germe ve basma/sıkıştırma gerilmeleri.

2.11.Gerilme Analizinde Kullanılan Teknik Terimler

Gerilme analizi çalışmalarında ağız içi ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler değerlendirilir. Bu sebeple bu tür fiziksel ve mühendislik çalışmalarda geçen terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

2.11.1.Kütle (Mass)

Kütle, bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir ve sıklıkla ağırlık ile karıştırılmaktadır. Kütle ve ağırlık tamamen farklı niceliklerdir. Bir cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve cismin konumuna göre değişir. Kütle yer çekiminden bağımsız iken ağırlık doğrudan yer çekimi ile ilgili bir özelliktir. Kütle cismin değişmeyen bir özelliğidir. Cismin çevresinden ve kütleyi ölçmek için kullanılan yöntemlerden bağımsızdır.

2.11.2.Kuvvet (Force)

Kuvvet, bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton'un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar (2-1):

$$F : m \times a \qquad (2\text{-}1)$$

F: Kuvvet, m: Kütle, a: İvme

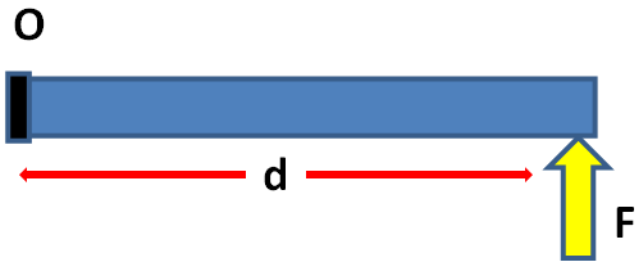
Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf=9,8 N). Kuvvetler ağırlık veya kaslar gibi birçok kaynakta üretilebilir. Newton'un üçüncü kanununa göre her hareket için eşit ve ters bir karşı hareket vardır (etki=tepki). Bu durumda sistem statik denge konumundadır. Çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin pek çoğunda alt çenenin yüklendiği zaman statik denge konumunda olduğu farz edilir. Çene dinamiği ve hareket de içeren özelleşmiş modellerin analizi dinamik değişkenler ve ikinci dereceden diferansiyel denklemler içerirler. Bir cisme bir kaç kuvvet beraber etki ettiği zaman (alt çeneye etki eden farklı kaslar gibi), bu kuvvetler vektör toplamları ile bileşke kuvvete indirgenebilirler.

Kuvvetler hakkında anlaşılması gereken son kavram nasıl dağıldıkları veya uygulandıklarıdır. Genellikle dağılan kuvvetleri noktasal kuvvet olarak kabul etmek gerekli ve avantajlıdır. Bir kas kümesine yapışma yerinden kuvvet uygulandığında eşit olmayan bir dağılım gösterecektir. Bu durumda dağılan her noktasal kuvvet bireysel olarak hareket edip her kas elemanının ağırlık merkezinden etki ederek uygulanan toplam kuvvet hakkında aşağı yukarı bir değer elde edilmesini sağlar. Modelleme tekniklerinin pek çoğunda alt çeneye etki eden kuvvetler noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır.

Örneğin kas kuvvetini uygulamak için kasın başlangıç ve yapışma yerlerinde yapıştığı yüzeyin ortası seçilir. Kondil başındaki aşınma fasetlerinin merkezleri genellikle kondile gelen yüklerin uygulanacağı yerler olarak seçilir. Dişlerde de aynı şekilde yükleme yapılır, örneğin, noktasal oklüzal yükler azıların santral fossalarına uygulanır (34,45,141).

2.11.3.Moment (Torque)

Kuvvetin döndürme etkisine moment denir (Şekil 2-3). Kuvvet döndürme noktasına ne kadar uzaksa moment o kadar artar.



Şekil 2-3:F kuvvetinin O noktasına göre momenti.

F kuvvetinin O notasına göre momenti aşağıdaki denklemle hesaplanır (2-2).

$$M=F.d \qquad (2\text{-}2)$$

M: Moment, F: Kuvvet, d: Mesafe

2.11.4.Gerinim (Strain/Birim Uzama)

Cisimlere dışarıdan kuvvet uygulandığında o cisimde oluşan boyutsal değişime ise gerinim (strain) denir. Cisme uygulanan yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinimi de oluşturur. Gerilme ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük sonucunda atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilme iken, atomların yer değiştirme derecesi gerinimdir. Uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı olan gerinimin, hiçbir birimi yoktur ve sayısal değeri şu ilişki ile verilir (2-3) (74):

$$\varepsilon = \Delta L / L \qquad (2\text{-}3)$$

ε: Gerinim, ΔL: Boyuttaki değişim, L: Orjinal boyut

Gerilme ve gerinim birbirlerinden farklı niceliklerdir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (146). Frost, 3500 birimden fazla yük uygulandığında patolojik aşırı yükleme durumunun gerçekleştiğini ve 25.000 birim değerinde ise kemikte kırık meydana gelebileceğini belirtmiştir (97).

2.11.5.Gerilme

Bir cisim üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, kitle içinde eşit miktarda, ancak zıt yönde bir tepki olan gerilme oluşur. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen gerilme cismin tüm yüzeyi üzerinde dağılır. Bir yapının içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir ve aşağıda gösterildiği şekilde formüle edilir (2-4) (209).

$$\sigma = F / A \qquad (2\text{-}4)$$

σ: Gerilme, F: Kuvvet, A: Alan

Araştırmalarda kuvvetin tercih edilen birimi Newton (N), gerilmenin birimi ise Paskaldır (P= N/m²). Genellikle gerilme birimi olarak Megapaskal (1 Mpa=1 N/mm2) kullanılmaktadır. 1Newton'luk kuvvet ise 1kg'lık bir kütlenin 1m/saniye² uygulanmasıdır. Çeşitli araştırmalarda kullanılan pound kuvvet birimi ise 1N= 4.448 pound olarak eşitlenir (146).

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilmelerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel gerilme tipi meydana gelmektedir (146).

2.11.5.1.Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)

Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur. Kortikal kemik için bu değer 120 MPa olarak bildirilmiştir (237).

2.11.5.2.Basma Gerilmesi (Compressive Stress)

Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Kortikal kemik için bu değer 167 MPa olarak bildirilmiştir (237).

2.11.5.3. Kayma Gerilmesi (Shear Stress)

Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur .

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ_1–σ_3 (sigma) sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise τ (tau) simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir (39).

2.11.6.Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün kayma bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilmelere asal gerilme denir. Asal gerilme maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük değeri gösterir (39).

- Maksimum Asal Gerilme (σ_1): Pozitif değer olup en yüksek çekme gerilmesini ifade etmektedir.
- Ara Asal Gerilme (σ_2): Ara değerleri ifade etmektedir.
- Minimum Asal Gerilme (σ_3): Negatif değerdir ve en yüksek basma gerilmesini ifade etmektedir.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler çekme tipi gerilmeleri, negatif değerler ise basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Bir gerilme elemanında belirgin ölçüde hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o gerilme elemanı daha büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında çekme gerilmesi değeri 100 Mpa, basma gerilmesi değeri -20 Mpa ise, o düğüm noktasında çekme gerilmesi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana gerilme değeridir (57).

2.11.7.Mohr Dairesi

Birleşik gerilme durumlarının mevcut olduğu cisimde kesit değiştikçe gerilme türünün değişimi grafik ile gösterilmekte ve Mohr Dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_3) ile en büyük normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Bu asal gerilmelerle uyuşan eksenlere asal eksenler (princible axes) denir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, dikey eksen ise kayma gerilmelerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis ekseni üzerindedir.

2.11.8.Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress/Eşdeğer Gerilme)

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir (57). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (2-5) (17). Kortikal kemik için bu değer 167 MPa olarak bildirilmiştir (237).

$$\sigma_e = [1/2((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)]^{1/2} \qquad (2\text{-}5)$$

σe: Von Mises Gerilme, $\sigma 1$: Maksimum Asal Gerilme, $\sigma 2$: Ara Asal Gerilme, $\sigma 3$: Minimum Asal Gerilme

2.11.9.Elastik Limit

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir (146).

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incelmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün

malzemeler için 0 ile 0,5 arasında değişen ve teorik olarak 0,25 olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (2-6) (146).

Poisson Oranı = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama (2-6)

2.11.11.Hooke Kanunu

Bir cisme kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyorsa bu tipteki şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme denir. Şayet 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 (74).

2.11.12.Elastiklik Modülü (Young's Modulus)

Elastikiyet sınırları içerisinde materyalin rölatif dayanıklılığını, yani gerilme ile birim uzama arasındaki oranı gösterir. Cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısı ile elastiklik modülüsleri daha yüksektir (2-7) (74).

$$\varepsilon = \sigma / E \qquad (2\text{-}7)$$

ε: Birim Uzama, σ: Gerilme, E: Elastiklik Modülüsü

2.11.13.Lineer elastik cisim

Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilme sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (211).

2.11.14.İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir (211).

2.11.15.Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (211).

2.12.Gerilme Analiz Yöntemleri

- Fotoelastik gerilme analiz yöntemi,
- Strain gauge gerilme analiz yöntemi
- Kırılgan vernik tekniği ile gerilme analiz yöntemi
- Lazer ışınlı gerilme analiz yöntemi
- Radyotelemetri ile gerilme analiz yöntemi
- Termografik gerilme analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi

2.12.1.Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi

Fotoelastisite yöntemi yük altındaki bir elemanda gerilmeleri bulmakta kullanılır. Bu konudaki ilk çalışma 1912 yılında Mesnager tarafından yapılmıştır. Düzlem modeller için kolay şekil verilebilirlik nedeniyle iki boyutlu birçok problem çözülebilmiştir.

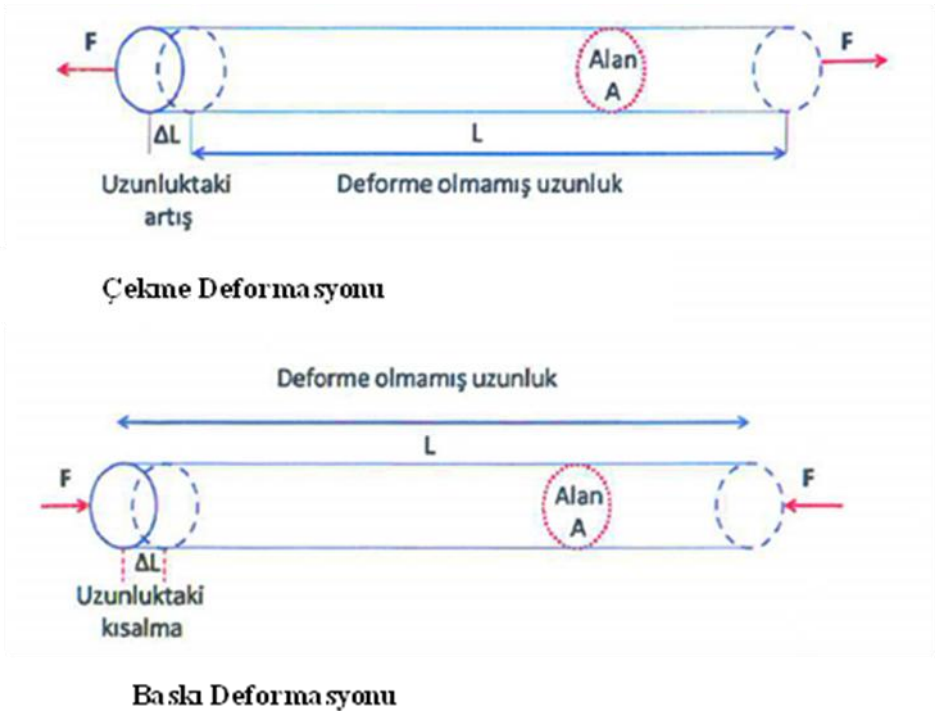
"Stress freezing" denilen gerilme dondurulması yönteminin bulunmasıyla üç boyutlu gerilme problemleri de çözülebilmiştir. Yük altında sıcaklığı belirli koşullarda değişen bir malzeme üzerindeki renklenmenin kaldığı ve bu renklenmenin gerilmelere bağlı olduğu görülmüştür.

Bu yöntemle fotoelastik malzemeden modeli yapılan ve gerilme durumu belirlenmek istenen deney parçasının modeli istenilen yükleme durumunda fırında yüklenir. Daha sonra istenilen eksen boyunda gerilme dondurulması uygulanmış fotoelastik malzeme kesilir. Kesilerek çıkartılan yüzey polariskopta polarize ışık altında izlenerek gerilme dağılımı belirlenir.

Strain gauge yönteminde tek noktada analiz yapabilme imkanına karşılık bu yöntemde istenilen eksen boyunca kesilmiş foto elastik model yardımıyla, tüm kesitin durumu hakkında bilgi edinebilme imkanı vardır (106,172).

2.12.2.Strain Gauge Gerilme Analiz Yöntemi

Bir cisim bir kuvvete maruz kaldığı zaman cisimde şekil değişikliği meydana gelir. Meydana gelen şekil değişikliğini strain gauge denilen cihazlarla ölçmek mümkündür. Strain gauge elemanları kuvvet, ağırlık, moment (tork), basınç gibi büyüklüklerin ölçümünde yaygın olarak kullanılmaktadır. Basit bir gerilme/uzama oranı kavramı Young modülünün belirtilmesi için kullanılır. Bu amaçla üniform bir çubuk boyuna gerdirilir. Young modülü çubuk kesitinin birim alanına düşen kuvvetin, çubuk boyunda meydana gelen uzama oranına bölünmesiyle, yani gerilme/uzama oranı alarak tanımlanır. Kuvvet ile şekil değişikliği arasındaki ilişki Şekil 2-4 de gösterilmiştir (106).



Şekil 2-4:Bir cisme kuvvet uygulandığında ortaya çıkan çekme ve baskı deformasyonları(17).

Temelde tüm strain gaugeler (gerinim ölçer) mekanik hareketi, elektriksel işarete çevirmeye göre dizayn edilir. Strain gaugelerin kuvvet altındaki deformasyonu mekanik, optik, akustik, pnömatik ve elektriksel olarak ölçülebilir. Bu grupların içerisinde pratikte en çok kullanılan grup elektriksel gruptur. Elektriksel strain

gaugelerde kullanma prensiplerine göre kendi içlerinde indüktif, kapasitif ve rezistif strain gaugeler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar. Yüksek sıcaklıklarda ve hassasiyetin önemli olduğu yerlerde kapasitif tip strain gaugeler kullanılır. Ancak yapısının karmaşık olması nedeniyle rezistif tiplere göre daha az kullanım alanına sahiptirler. Bunların dışında nokta civarında değişik doğrultularda birim uzamaları ölçebilmek için aynı türden birden çok strain gauge kullanılarak meydana getirilen rozet strain gaugeler kullanılmaktadır.

Strain gaugelerden beklenen doğrusallık, hassasiyet, düşük maliyet, mikron boyutunda ve noktasal ölçüm yapabilme, uygulama kolaylığı, dinamik ve statik ölçümlerde kullanılabilirlik gibi parametreler göz önüne alındığında en uygun strain gauge tipi rezistif tip elektriksel strain gaugelerdir (106).

2.12.3.Kırılgan Vernik Tekniği İle Gerilme Analiz Yöntemi

İncelenecek yapı üzerine kaplanan verniğin kırılganlığına bağlı olarak kuvvet dağılımını değerlendirmeyi amaçlayan kuvvet analizi yöntemidir. Kuvvet dağılımı incelenecek olan model üzerine homojen bir dağılım sağlanacak şekilde vernik malzemesi püskürtülür. Vernik ile kaplanmış olan model fırınlanarak sertleşmesi sağlanır ve model üzerine istenilen yönde ve şiddette kuvvet uygulanır. Gerilme direnci belli olan verniğin, üzerini kapladığı yapılarda , bu direncin üzerine çıkan gerilmeler meydana gelmesi sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu temeline dayanmaktadır. Model üzerinde bulunan vernik tabakasındaki çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri gösterir. Serbest sonlanan protez vakalarında meydana gelen gerilme dağılımlarının tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda bu yöntemden yararlanılmıştır. Hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılır olamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilme dağılımlarının incelenememesi bu yöntemin dezavantajını oluşturmaktadır (103,106,107,261).

2.12.4.Lazer Işınlı Gerilme Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemde interferometri denilen alet kullanılır. Model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülür ve ışın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde ortaya çıkan holografik görüntüde oluşan saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir. Bu yöntemde deformasyon miktarı da görünür ışın saçakları şekline

dönüştürülerek tespit edilebilir. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, model üzerinde tahribat yapmadığından ve gerçek boyutlarda inceleme imkanı sağladığından yüzey deformasyonlarının kaydedilmesi çok daha hassas olabilmektedir. Diş hekimliğinde, ortodontide kuvvet oluşturmak amacıyla kullanılan malzemelerin değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Yöntemde hareketli protezlerdeki gerilme dağılımları incelenebilir. Fakat sabit restorasyonlar ve canlı dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarının belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca ağız ortamında oluşan termal etkilerin yapılarda oluşturduğu etkinin incelenmesi mümkün değildir (103,106,107,261).

2.12.5.Radyotelemetri İle Gerilme Analiz Yöntemi

Bu yöntem bileşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Kuvvet uygulandığında, modele sabitlenmiş olan gerilim ölçerdeki direnç farklılıkları voltaj düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyometrelerin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Elde edilen verilerin iletiminde ara malzeme olarak herhangi bir kablo kullanılmamaktadır. Hareketli protezlerde fonksiyon sırasında oluşan gerilme dağılımları bu yöntemle incelenebilir. Yöntemde, termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilme dağılımlarının değerlendirilememesi dezavantaj oluşturmaktadır (103,106,107,261).

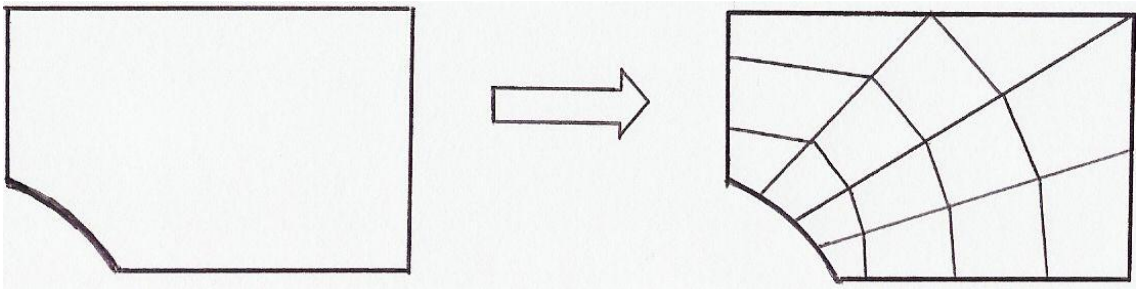
2.12.6.Termografik Gerilme Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik özelliğe sahip olan bir dental materyal üzerine devamlı olarak kuvvet uygulandığında ısısal olarak değişimler meydana gelir. Ağız içinde fonksiyon sırasında oluşan devamlı yükleme sonucunda da materyal üzerinde asal gerilmeler oluşacaktır. Özellikle implant malzemelerin üzerindeki statik yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır. Bu yöntemde de canlı dokular üzerinde ve termal değişimlerin dokular ve restorasyon malzemeleri üzerindeki etkileri net olarak incelenemez. Ayrıca yapılan değişik tedavi uygulamalarının (inley, onley vb) ağız içinde oluşturduğu gerilme dağılımları belirlenemez (103,106,107,261).

2.12.7.Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi sayısal yöntemler içerisinde önemi gittikçe artan ve özellikle mühendisler tarafından her gün daha yaygın olarak kullanılan sayısal bir çözüm şeklidir. Bu metodun tercih edilmesinin nedeni, farklı yüklere maruz kalan geometrisi ve malzeme özellikleri karmaşık olan sistemlere ait bir çok problemin alışılagelmiş yöntemlerle çözümünün çok zor veya imkansız olmasıdır. Bu gibi durumlarda yaklaşık çözümler veren sayısal yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. Bu yöntemlerin en önemlilerinden biri de sonlu elemanlar yöntemidir (106).

FEA yöntemi genel anlamda bütün haldeki problemin, daha küçük alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ve sonuçta bütünün çözümlendiği matematiksel analizdir (100). Analiz edilecek sistem sonlu sayıda elemana ayrılarak, elemanlar için denklemler elde edilir (Şekil 2-5). Bu denklemler çözülür ve çözümler birleştirilerek sistemin genel çözümü elde edilir.



Şekil 2-5: Analiz edilecek sistemin elemanlara bölünmesi.

Sonlu elemanlar yönteminin temelleri, araştırmacıların diferansiyel denklemlerin çözümünde çeşitli tahminler yaptıkları 1940'lara kadar dayanmaktadır. Yöntemin ilk mühendislik uygulamaları Argyris tarafından 1954'te ve Turner tarafından 1956'da yapılmıştır. Sonlu elemanlar terimini ilk kez Clough 1960 yılında kullanmıştır. Bu yıllardan itibaren sonlu elemanlar yöntemi çeşitli yaklaşım ve metotların kullanılmaya başlanması ve bilgisayar teknolojisinin de gelişimi ile birlikte gelişerek yaygınlaşmıştır. Önceleri sadece yapısal statik analizlerde kullanılabilen sonlu elemanlar yöntemi, yöntem üzerinde geliştirilen bazı tekniklerle birlikte akışkanlar mekaniği ve ısı transferi problemlerinde de kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde ise uzay çalışmaları, robot

teknolojisi ve nükleer endüstri gibi ileri mühendislik çalışmaları başta olmak üzere bir çok farklı alanda vazgeçilmez bir analiz yöntemi olarak kullanılmaktadır (6,17).

Sonlu elemanlar yönteminin gelişmesinde ve yaygın olarak uygulanmasında bilgisayar teknolojisindeki gelişmenin etkisi oldukça büyüktür. Geçtiğimiz otuz yılda özellikle havacılık ve uzay çalışmalarında daha doğru analizlere ulaşma zorunluluğu ve gelişen bilgisayar teknolojisi, yöntemin giderek yaygınlaşmasını sağlamıştır. Geçmişteki bilgisayar maliyetlerinin ve kapasitelerinin getirdiği sınırlayıcı etkiler hızla ortadan kalktığından dolayı günümüzde sonlu elemanlar yöntemi mühendislik uygulamaları için ekonomik ve verimli bir duruma gelmiştir. Bu yöntem sayesinde prototiplerin bilgisayar ortamında hazırlanması ve test edilmesi mümkün olmaktadır. Üretim veya kullanımdan önce en uygun tasarım yapılabilmekte ve böylece optimum boyutlarda ve en ekonomik üretim imkanı sağlanabilmektedir (253).

Düğüm noktası, eleman ve ağ

Sonlu elemanlar yönteminde analizi yapılacak model, belirli noktalarda bir birlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşmuş bir yapı olarak düşünülür. Bu birleşme noktalarına düğüm noktası, her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamına ise ağ veya kafes yapı denilmektedir.

Elemanların şekli ve büyüklüğü modelin yapısına, geometrisine, büyüklüğüne ve analizin tipine uygun olarak analizi yapan mühendis tarafından belirlenir. Bu işlem sonuçların doğruluğu açısından önemlidir ve deneyim gerektirir. Mühendisler, elemanları kullanılabilir sonuçlar verecek kadar küçük ve hesap işlemlerini mümkün olduğunca azaltacak kadar büyük seçmenin hassas dengesi ile karşı karşıyadırlar. Şeklin geometrisinde, yüklerde ve malzeme özelliklerinde ani değişikliklerin meydana geldiği süreksizlik bölgelerinde sonuçların hassasiyeti için ağ yapısı kısmi olarak inceltilmelidir. Benzer şekilde, kaynaklı yada cıvatalı birleştirmeler gibi bağlantı noktaları da fiziksel süreksizlik bölgeleri olup, bu bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılmalıdır.

Ağ yaratma işlemi, çözümün doğruluğu üzerinde sadece hassas şekilde yapılması ile değil aynı zamanda uygun bir formda gerçekleştirilmesiyle de etkilidir. Genelde çentik etkisi oluşturan bölgeler daha ince bir ağ örgüsüyle kaplanmalıdır. Sonlu elemanlar paket programları her ne kadar otomatik ağ imkanı sunsa da bazı hallerde kullanıcı ağı kendisi oluşturmak veya üzerinde düzeltmeler yapmak durumunda

kalabilir.Sistem mümkün olduğunca süreksizlik noktalarından, yani geometrinin, yüklerin ve malzeme özelliklerinin keskin olarak değiştiği yerlerden bölünmelidir. Bu şekildeki bölmeye doğal bölme denilmektedir.

Sonlu elemanlar çözümüne yapının elemanlara ayrılması bakımından etki eden diğer bir özellikse, kullanılan elemanların en/boy oranıdır. Bu oran bire yaklaştıkça, çözüm kalitesi artar. Başka bir ifadeyle, genellikle ince ve uzun elemanlardan sakınılması gerekmektedir. Hatta elemanların ana şekillerinden uzaklaşmaları da çözüm hassasiyetini etkiler. Örneğin kare, dikdörtgen, paralel kenar ve yamuk dörtgen elemanlar olmalarına karşılık, bunların içinde ana şekil kare olup diğerleri değişime uğramıştır. Dolayısıyla kare şekilli elemanlar daha hassas çözüm sağlar. Çok büyük yapıların elemanlara ayrılmasında, hassas bir çözüm için gerekli eleman sayısı çok fazla olabilir. Böyle durumlarda, yapı önce çözümü mümkün kılan kaba bir bölmeye tabi tutulur ve analiz yapılarak sonuçlar elde edilir. Daha sonra istenilen bölgeler izole edilerek ayrıca ele alınır ve daha ince ağlarla bölme işlemi gerçekleştirilir. İkinci analizde, birinci analizin verileri girdi olarak kullanılır. Gerilme konsantrasyonunun fazla olduğu bölgeler bu şekilde hassas bir şekilde incelenebilir.

Eleman çeşitleri

Elemanlar bir boyutlu, iki boyutlu veya üç boyutlu ve değişik şekillerde olabilir.

Tek boyutlu elemanlar:

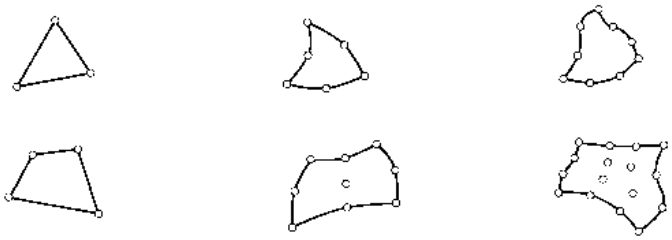
Geometriden veya problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren modellerde tek boyutlu elemanlar kullanılır (Şekil 2-6). Geometriden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak kafes sistemlerini, problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak ta tek boyutta ısı transferini gösterebiliriz. Geometrik olarak diğer iki boyutu, tek boyutuna göre ihmal edilebilecek büyüklükte olan geometrik yapıların analizinde de tek boyutlu elemanlar kullanılabilir.



Şekil 2-6:Tek boyutlu elemanlar (17).

İki boyutlu elemanlar:

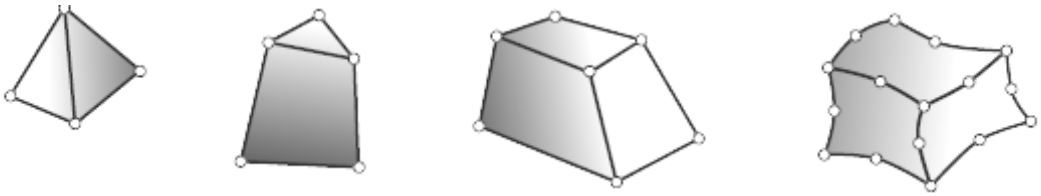
Düzlemsel modeller veya iki boyutlu analizin yeterli olduğu koşullarda kullanılırlar (Şekil 2-7). Katı mekaniğinde birçok problemin yaklaşık çözümü, iki boyutlu sonlu elemanlarla yapılabilmektedir. En yaygın kullanılan iki boyutlu eleman tipi üçgendir.



Şekil 2-7:İki boyutlu elemanlar (17).

Üç boyutlu elemanlar:

Üç boyutlu analiz yapmayı gerektiren durumlarda üç boyutlu elemanlar kullanılır (Şekil 2-8). En basit üç boyutlu eleman tipi dört yüzlüdür. Altı yüzlü ve eksensel simetrik üçboyutlu elemanlarda mevcuttur. Eksensel simetrik cisimlerde kesiti üçgen veya dörtgen olabilen halka şeklinde sonlu elemanlar kullanılır.



Şekil 2-8:Üç boyutlu elemanlar (17).

Global katılık matrisi

Analiz edilecek sistemin her bir elemanı için elde edilen matrislerin toplamından oluşan ve yapısal analizlerde elastik modülünü de içeren matrisler topluluğudur. İki veya üç boyutlu analizlerde global katılık matrisi 1000X1000 boyutlarına ulaşabildiği için bu tip problemlerin çözümünde bilgisayar kullanımı zorunlu olmaktadır. Katılık matrisindeki bant genişliği şu şekilde hesaplanabilir (2-8);

$$B = (R+1)\ X\ DOF \qquad (2\text{-}8)$$

B: Global katılık matrisinde bant genişliği

R: Herhangi bir eleman içerisinde düğüm numaraları arasındaki en büyük fark

DOF: Her bir düğüm noktasının serbestlik derecesi

Sürekli ve parçalı ortam problemleri

Herhangi bir fiziksel olayın meydana geldiği ortam sürekli veya ayrık olabilir. Isının bir blok içinde yayılması veya boruda bir sıvının akışı birinci duruma, bir kafes kiriş sisteminin deformasyonu ikinci duruma örnektir. Buna göre fiziksel problemler, sürekli ortam veya alan problemleri ve ayrık ortam problemleri olarak sınıflandırabilirler.

Karma analiz

Analiz edilecek sistemin üzerine etki eden fiziksel büyüklükler farklı cinsten ise bu durumda yapılacak analize karma veya hibrid analiz denir. Pistonun termik ve dinamik yükler altındaki gerilme analizi karma analize örnek olarak gösterilebilir.

Doğrusal olmayan sistemler ve problemler

Katı mekaniğinde, hatta genel olarak bütün fizik problemlerinde gerçek olaylar doğrusal değildir. Ancak birçok problemi doğrusal olarak ele almak ve mühendislerin kabul edeceği çözümler elde etmek pratik bakımdan uygun olmaktadır. Bununla beraber bazı problemleri gerçeğe yakın çözebilmek için, bunların doğrusal olmadıklarını göz önüne alarak incelemek gerekir. Mesela aşırı burkulma ve deformasyona maruz kalan kiriş, plak ve kabuk problemleri bu tiptendir. Doğrusal olmayan problemler, sonlu elemanlar yönteminin en önemli uygulama alanlarından biridir. Bu tip problemler üç sınıfa ayrılabilir;

1-Malzeme özellikleri doğrusal olmayan/olan problemler: Bu tip problemlerde elastik modülü sabit değildir, dolayısıyla gerilmelerin değişimi deformasyonlarla doğru orantılı değildir. Malzemelerin aynı anda hem elastik ve hem de plastik şekil değiştirmesi bu tip problemlere örnektir.

2-Geometri özellikleri doğrusal olmayan/olan problemler: Bu tip problemlerde hem deformasyon-yer değişim bağıntıları doğrusal değildir, hem de yapının geometrisinde büyük değişmeler meydana gelir. Büyük deformasyonların ve büyük yer değiştirmelerinin olduğu kiriş sistemleri bu tip problemler için örnek gösterilebilir.

3-Hem malzeme hem de geometri özellikleri doğrusal olmayan problemler: Bu tip problemlerde hem doğrusal olmayan malzeme özellikleri hem de büyük deformasyonlar ve yer değişimleri vardır. Lastik gibi malzemelerin deformasyonları bu gruba örnektir.

2.12.3.2.Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analiz

Herhangi bir sistemin temel denklemlerinin kurulması ve sınır şartları altında çözülmesi için kullanılan genel çözüm yöntemleri iki grupta toplanabilir.

Analitik Çözüm Yöntemleri (Diferansiyel Denklemler, Varyasyonel Hesap Yöntemi vb)

Mühendisleri ilgilendiren birçok problemi analitik yöntemler ile çözmek mümkün değildir. Analitik çözüm, matematik bir fonksiyondur ve ortamın her noktasında değişkenin değerini verir. Fakat bu tip çözümler ancak basitleştirilmiş bazı özel haller için elde edilebilir. Mühendis, geometrisi, malzeme özellikleri ve sınır şartları karmaşık olan problemleri yaklaşık olarak çözebilmek için kabul edilebilir sonuçlar veren sayısal yöntemler kullanmak zorundadır.

Sayısal Çözüm Yöntemleri (Sonlu Elemanlar Yöntemi, Sonlu Farklar Yöntemi, Sınır Elemanlar Yöntemi vb)

Sayısal metot, analitik metodun geliştirilemediği durumlarda kullanılan yaklaşık çözüm yöntemidir. Tüm sayısal çözümler, bağımsız parametrelere göre tek tek noktalar için değerler üretirler. Parametreler değiştirildiğinde tüm çözüm prosedürü tekrarlanır. Hesaplanmış değerler tek tek noktalar için dahi olsa fiziksel prosesler için önemli bilgiler verirler.

Mühendislik problemlerinin bir çoğunda çok parçalı ve karmaşık geometrilerden dolayı uygulanan yüklere karşı sistemin davranışı her zaman basit diferansiyel denklem veya integral eşitlikler ile tanımlanamamakta, tanımlanabildiği durumlarda ise bu denklemler ancak sayısal yöntemler kullanılarak bilgisayar ortamında yaklaşık olarak çözülebilmektedir.

Sayısal çözüm yöntemlerinden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel problemlerin karmaşık fonksiyonlarla ifade edilmesine olan gereksinimi ortadan kaldırmış ve bu tür eşitlikleri analitik olarak çözmekten daha avantajlı bir seçenek

sunmuştur. Bu nedenle, bu yöntem yaygın olarak kullanılan bir çözüm metodu haline gelmiştir.

Sonlu elemanlar yöntemi ile çözüm iki şekilde yapılabilir

1-El ile çözüm: Basit problemlerin çözümü mümkün olmakla birlikte sonlu elemanlar yöntemi el ile çözümde pratik bir yöntem değildir. Bu nedenle çoğunlukla bilgisayar ortamında çözüm yapılır.

2-Bilgisayar kullanılarak çözüm: Sonlu elemanlar yönteminde bilgisayar kullanarak çözüme ulaşma iki şekilde mümkündür.

- Genel veya özel amaçlı paket programlar yardımıyla (Ansys, Algor, I-Deas, Cosmos vb).
- Analiz edilecek sisteme uygun program hazırlayarak.

2.12.3.3.Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizde İzlenecek Yol

Sonlu elemanlar yöntemi ile çözülebilecek bir çok farklı problem ve bu problemlerin çözümünde kullanılan onlarca program olmakla birlikte analizlerde takip edilen işlem sırası temelde aynıdır. Analizde takip edilen işlemler, sonlu elemanlar yönteminin çözüm teorisi de dikkate alınarak şu şekilde sıralanabilir:

Hazırlık İşlemleri (Pre-processing)

1-Problemin tanımlanması ve yapılacak analizin belirlenmesi: Çözümünü istediğimiz problemi doğru olarak tanımlamamız, hangi amaçla ve ne çeşit bir analiz yapacağımızı belirlememiz ve elde edeceğimiz sonuçlar hakkında genel bir fikre sahip olmamız analizin doğruluğu açısından gereklidir.

2-Model geometrisinin oluşturulması: Analizde en önemli adımlardan biri sistemin modelleme aşamasıdır. Elde edilen sonuçların doğruluk derecesi, modelin gerçek sisteme yakınlık derecesiyle doğrudan ilgilidir. Bu nedenle modellemenin mümkün olduğunca orijinal modele sadık kalınarak yapılması gerekir. Model geometrisinin oluşturulması, çözümü istenen problemin geometrisinin oluşturulma işlemidir. Problem bilgisayarda çözülecek ise model sonlu elemanlar paket programında oluşturulur veya bir CAD programında oluşturularak IGES, DXF gibi ortak bir dosya formatı kullanılarak sonlu elemanlar programına aktarılır.

3-Eleman özelliklerinin belirlenmesi ve modelin elemanlara ayrılması: Paket programın eleman kütüphanesinden veya kullanıcının kendisinin tanımladığı şekilde söz konusu model geometrisine ve problemin tipine uyumlu bir eleman seçimi yapılır. Uygun eleman tipi ve büyüklüğü çözüm sonuçları üzerinde doğrudan etkilidir. Yukarıda açıklanan şekilde elde edilmiş olan model, çözüme uygun olarak belirlediğimiz elemanlara bölünerek ağ yapısı elde edilir. Ağ yapısının oluşturulması otomatik olarak yaptırılabileceği gibi bizim belirlediğimiz kıstaslara göre de yaptırılabilir. Örneğin kullanılacak en büyük sonlu eleman boyutunun ne olacağı, modelin kaç parçaya bölüneceği, modelin üzerindeki çizgi veya noktalarda ağ yoğunluğunun ne olacağı analizi yapan kişi tarafından tayin edilir. Bazı elemanlar için belirlenmesi gereken eleman sabitleri vardır. Bunlar seçilen eleman türüne ve yapılacak analizin tipine göre programa girilmesi gereken, analiz edilecek parçaya ait kesit alanı, kalınlık, atalet momenti, yükseklik gibi değerlerdir. Ancak her eleman için eleman sabiti tanımlamak gerekli değildir.

4-Malzeme özelliklerinin belirlenerek sisteme girilmesi: Bu adımda, yapılacak çözüme uygun olarak kullanılacak malzeme özellikleri belirlenerek sisteme girilir. Malzeme özellikleri:

- Doğrusal malzeme özellikleri (elastik modülü, poisson oranı vb)
- Doğrusal olmayan malzeme özellikleri (plastisite, hiperplastisite sabiti vb)

5-Sınır şartlarının belirlenerek sisteme girilmesi:Kuvvet, moment, basınç, sıcaklık gibi sistem üzerine etki eden yükler ve mesnet noktaları gibi sistemin serbestlik derecesi üzerinde etkili olan faktörler sistemin sınır şartlarını oluştururlar. Analiz edilecek sistemin üzerine etki eden yükler elemanlara ayrılmış olan model üzerindeki düğüm noktaları veya elemanlar üzerine, doğrultuları ve büyüklükleri ile birlikte yerleştirilirken, sistemin serbestlik derecesi ise düğüm noktalarının belirli yönde ilerleme veya dönme hareketlerinin kısıtlanması ile belirlenir.

Çözüm İşlemleri

1-Her bir eleman için denklemlerin elde edilmesi: Bilinen dış etkenler ile bilinmeyen alan değişkenleri arasındaki ilişki, her bir eleman için denklemlerle ifade edilerek matris formunda yazılır. Sonlu elemanlar yönteminde dış etkenler ile alan

değişkenleri arasındaki ilişkinin formülasyonunda direk yaklaşım metodu, virtüel iş prensibi, toplam potansiyel enerji prensibi gibi çeşitli metotlar kullanılmaktadır.

2-Sistemin katılık matrisinin ve denge denkleminin elde edilmesi: Her eleman için ayrı ayrı elde edilen denklemler uygun şekilde birleştirilerek tüm sistem için geçerli olan bir denklem takımı elde edilir. Sistemin denge denklemi olarak ifade edilen ve katılık matrisini içeren bu denklem takımı tüm sistemin toplam serbestlik derecesi sayısınca denklem ihtiva eder.

3-Denge denkleminin çözümü ile sistemin cevabının bulunması: Elde edilen matris eşitliği çözülerek düğüm noktalarındaki alan değişkenlerinin değeri yani sistemin cevabı sayısal olarak bulunur. Alan değişkenlerinin bulunmasından sonra, bu değerler kullanılarak bunlara bağlı diğer büyüklüklerde hesaplanabilir. Mesela gerilme analizi ile ilgili bir problemde alan değişkeni olan yer değiştirmelerin bulunmasından sonra gerilmelerin bulunması gibi.

Birden fazla elemana ait olan ortak düğüm noktalarında sonuçlar, elemanlar arasında farklı hesaplanmış ise bu durumda o düğüm noktası için enterpolasyon yapılarak ortak bir değer belirlenir.

Sonuç İşlemleri (Post-processing)

1-Çözümün görselleştirilmesi: Elde edilen analiz sonuçları değişik şekillerde görselleştirilebilir. Sonuçlar liste halinde alınabilir veya çeşitli şekillerde ekranda görüntülenebilir. Örneğin gerilme analizi probleminde, deformasyona uğramış model, seçime göre farklı değerlerde gerilme veya yer değiştirmeleri ifade eden çizgilerle veya bölgelerin renklendirilmesi ile görüntülenir. Eğer olay zamana bağlı olarak çözümlenmiş ise olayın canlandırılması (animasyon) yapılabilir. Gerilmeler Von Mises, Treska gibi değişik akma kriterlerine göre hesaplanabilir. Çözümü yapılan probleme ait modelimiz üç boyutlu ise, değişik açılardan görüntülenebilmesi, istenen düzlemlerden parça üzerinden kesit alınarak iç kısımlardaki gerilme dağılımının görüntülenebilmesi sonlu elemanlar paket programları ile mümkündür. Paket programlar, kullanıcının model geometrisinde ne gibi değişiklikler yapması gerektiği konusunda fikir yürütmesini sağlayan bir takım yeteneklere sahiptir.

2-Sonuçların değerlendirilmesi: Elde edilen sonuçlar amaçlanan hedefler doğrultusunda değerlendirilir. Tasarım amaçlı analizlerde model hedeflenen şartları tam

olarak sağlamıyorsa analiz sonuçları göz önünde bulundurularak yeni bir model oluşturulur ve en uygun tasarım elde edilinceye kadar yukarıdaki işlemler tekrarlanır.

2.12.3.4.Sonlu Elemanlar Yönteminin Üstünlükleri

1-Sonlu elemanlar yöntemi birçok ürünü kısa sürede bilgisayar ortamında modelleme, test etme ve optimum boyutlarda en ucuza üretim imkanı sağlar. Özellikle laboratuvar çalışmalarında üretilecek parça veya makinelerin prototipinde yapılan ve oldukça pahalıya mal olan birçok deney, doğrudan bilgisayar ekranından görülebilmekte ve böylece istenen değişiklikler için tekrar tekrar model yapma gereksinimi ortadan kalkmaktadır. Bu ise zaman ve para açısından yüksek verimliliğe ulaşmayı sağlamaktadır.

2-Biyomedikal uygulamalarda, örneğin yapay uzuvlar, protezler veya göz lensleri gibi prototip testinin imkansız olduğu veya istenmediği durumlarda sonlu elemanlar yöntemi ile analiz zorunlu olmaktadır.

3-Klasik yöntemlerle hesaplamaların yapılamadığı çok parçalı ve karmaşık geometrili sistemlere ait problemler sonlu elemanlar yöntemi ile kolaylıkla çözülebilir. Örneğin 10 000'den fazla serbestlik derecesine sahip yapıların analizi olağandışı değildir.

4-Sonlu elemanlar yöntemi, geometrisi ve malzemesi doğrusal veya doğrusal olmayan davranış gösteren sistemlere uygulanabilir.

5-Sonlu elemanlar yöntemi farklı malzemelerin birleşiminden meydana gelen yapıların analizinde kullanılabildiği için kompozit malzemelere başarı ile uygulanabilmektedir.

6-Zamanla, sıcaklıkla ve noktadan noktaya değişen malzeme özellikleri hesaplamalarda dikkate alınabilir. Zamana bağlı olarak değişen yük ve geometriye sahip sistemlere ait problemler kolaylıkla çözülebilir.

7-Sonlu elemanlar yönteminde önemli değişikliklerin beklendiği bölgelerde küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir. Simetrik modellerde simetri koşullarından yararlanılarak, yapılan işlemlerde zamandan önemli ölçüde tasarruf sağlanabilir.

8-Sonlu elemanlar yönteminin avantajlarından biri de farklı problemlerin çözümünde izlenecek adımların büyük bir kısmının aynı olmasıdır. Bu gerçekten hareketle çok farklı mühendislik problemlerinin çözümüne imkan sağlayan genel amaçlı ve özel amaçlı bir çok bilgisayar programı geliştirilmiştir.

2.12.3.5.Sonlu Elemanlar Yönteminin Olumsuzlukları

Prensip Hataları

- Sonlu eleman tipinin yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar:

Modelin şekline uygun, düzgün ve simetrik elemanlar ile daha doğru sonuçların elde edildiği çeşitli kaynaklarda ifade edilmektedir.

- Sonlu eleman büyüklüğünün yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar:

Prensip olarak, modele ait bazı bölgelerde büyük gerilme yığılmaları söz konusuysa bu bölgelerde sonlu elemanların boyutları küçültülmelidir. Bu hususta modelde oluşacak sapmalar sonuçları da küçümsenemeyecek derecede etkiler. Teoride sistemi küçük elemanlara bölmek daha doğru sonuçlar verir, buna karşın çözüm süresi uzar. Pratikte ise sonlu eleman boyutlarının küçültülmesine devam edildiğinde modelin gittikçe daha çok elemanlara ayrılması ile sonuçların gerçek değere yaklaşması belirli bir noktaya kadar artmakta ve optimum eleman sayısına ulaşıldıktan sonra sonuçlar gerçek değerden uzaklaşmaktadır. Böyle bir etkinin ortaya çıkmasının sebebi bilgisayar programlarının hesaplamalarda yaptığı yuvarlamalar vb gibi hatalardır.

Giriş Bilgilerindeki Hatalar

Sisteme etki eden fiziksel büyüklüğün malzeme özellikleri üzerindeki etkisinin ihmal edilmesi, yayılı yüklerin noktasal yük olarak sisteme girilmesi, bağlantı noktalarındaki esnekliğin ihmal edilmesi gibi hatalardır.

Malzemeye Özgü Hatalar

Analiz edilecek sistemin malzeme özelliklerinden kaynaklanan hatalar analiz sonuçlarının gerçek sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir. Gerçek malzeme davranışları her zaman Hooke kanununa uymaz. Bu sebeple gerilme-uzama ifadelerine bağlı olarak sonuçlarda hatalar oluşabilir. Malzemenin kimyasal bileşimindeki sapmalardan dolayı elastiklik modülünün değişmesi, soğuk şekil verme hataları, haddeleme ve çekmeden doğan malzeme bozukluğu, karbon miktarındaki toleranslara

uyulmaması ve ısıl işlem hataları sonucu uzama sınırının değişmesi vb hatalar analiz sonuçlarının deneysel sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir.

Geometrik Hatalar

Analiz edilecek sistemin gerçek boyutlarının model boyutlarında yapacağı sapmalar sonuçları azda olsa etkileyebilir. Gerçek yapı ile konstrüksiyon resimleri arasında oluşacak küçük farklar, imalat toleranslarından doğan gövde ve saç aksamına ait kalınlık farkları, saç aksamlı parçalarda presleme sonucu kıvrım yerlerindeki incelmeler, hafif bükük yüzeylerin modelde düz elemanlarla gösterilmesi vb hatalardır. Zaman ve hata bakımından sonlu elemanlar metodu ve sonlu farklar metodunun mukayesesi yapılacak olursa, sonlu elemanlarla hesap için harcanan zaman daha fazla, hata oranı ise daha azdır. Sonlu farklarda ise hesap için harcanan zaman daha az, fakat hata oranı daha fazladır. Gerçek değerlere, sonlu elemanlar yöntemi ile bulunan sonuçlar üstten yaklaşmakta, buna karşılık sonlu farklar ile bulunan sonuçlar alttan yaklaşmaktadır.

2.12.3.6.Sonlu Elemanlar Yönteminin Kullanım Alanları

Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde teknolojinin hemen her alanında tasarım amaçlı olarak kullanılmaktadır. Donanım ve yazılımlardaki gelişmelere paralel olarak gelişimini sürdüren sonlu elemanlar yöntemi, fizikte, mühendislikte ve tıpta her geçen gün yeni bir kullanım alanı bulmaktadır. Bu nedenle, uygulama alanını kesin çizgilerle sınırlandırmak mümkün değildir. Bununla birlikte sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilecek analiz çeşitleri belirtildiğinde, bu yöntemin hangi tip problemlerin çözümünde kullanılabileceği konusunda bir fikir sahibi olmak mümkündür. Sonlu elemanlar yönteminin uygulama alanları genel olarak aşağıdaki üç grupta toplanabilir.

Denge Problemleri

Bu tip problemlerde sistemin durumu zamanla değişmez, bunlara sabit (kararlı) hal problemleri de denir. Örneğin makine ve inşaat yapılarının gerilme analizleri, katılarda ve sıvılarda kararlı sıcaklık dağılımları, sürekli akış problemleri vb. bu gruba girer.

Özdeğer Problemleri

Bunlar denge problemlerinin bir uzantısıdır. Gerçekte gerek denge ve gerekse özdeğer problemleri sınır değer problemleridir. Mesela yapıların kararlılığı ve

titreşimleri, sönümleme, burkulma, göl ve limanlarda dalgaların serbest titreşimleri, katı ve esnek kaplarda akışkanların çalkalanması gibi problemler bu gruba girer.

Yayılma Problemleri

Bunlar zamana bağlı olan problemlerdir, sistemin ardışık durumları başlangıç şartlarına bağlı olarak belirlenir. Bunlara başlangıç değer problemleri de denir. Örnek olarak yapılarda gerilme dalgaları, yapıların darbelere karşı davranışı, viskoelastik problemler, katılarda ve sıvılarda ısı geçişi, kararlı olmayan akışlar bu gruba girer.

2.12.3.7.Sonlu Elemanlar Yöntemi Kullanılarak Yapılabilecek Analizler

- Statik gerilme-deformasyon analizleri
- Kinematik ve dinamik analizler
- Titreşim analizleri
- Isı yayılım analizleri
- Akışkan hareketlerinin analizleri
- Aerodinamik analizler
- Akustik analizler
- Elektro-statik analizler
- Elektro-manyetik analizler vb

Bu analizlerin bir veya bir kaçı bir arada yapılabildiği gibi analizler zamandan bağımsız veya zamana bağımlı olarak da yapılabilmektedir. Aşağıda da sonlu elemanlar yönteminin uygulama alanlarından bazıları sıralanmıştır.

- Çeşitli alet ve makinelerin gerilme ve deformasyon analizi
- Makine elemanlarının yorulma ve kırılma analizi
- Pres ve çeşitli tezgah gövdelerinin rijitlik hesabı
- Basınçlı kaplarda gerilme analizleri
- Motor parçalarında termik-dinamik bileşik gerilmelerin hesabı
- Kesici takımlardaki sıcaklık ve gerilme analizleri
- Döküm ve kaynakta soğuma analizleri

• Boru ve kanallardan akış hareketleri ile ilgili hesaplamalar

• Robotların titreşim analizleri

• Otomobil ve uçakların aerodinamik analizi ve tasarımı

• Taşıtların çarpışma analizi

• Nükleer tesislerde reaktörlerin ısıl analizi

• Karma malzemelerin mekanik davranışlarının analizi

• Baraj, tünel ve köprülerin statik analizi

• Binaların deprem analizi

• Çeşitli yapıların akustik hesabı

• Elektrik motorları ve transformatörlerin hesabı

• Eklem ve kemiklerdeki gerilmeler ve protezlerin tasarımı

2.12.3.8.İmplant Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanımı

İmplant diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ilk kez 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından uygulanmıştır. Daha sonrada hızlı bir şekilde popüler hale gelmiştir ve pek çok çalışma yapılmıştır (5,7,9,15,16,53,68,75,91,100,113,121,183,198, 229).

Çene kemiği ve implantlar oldukça karmaşık yapılardır. İmplantlar üzerine etki eden kuvvetlerin birbirleri ile ilişkileri, bu yüklerin çevre kemiğe iletimi ve dokuların bu yüklere cevaplarını anlamak gerekmektedir. Geleneksel modelleme teknikleri kullanılarak doğru ve yeterli üç boyutlu sonlu eleman modeli oluşturmak oldukça güçtür. Bu nedenle ilk çalışmalarda genellikle iki boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmaktaydı. Bu modellemelerin çoğunda kortikal ve trabeküler kemik ayrı tanımlanamamaktaydı ve bu nedenle de hesaplanan sonuçlar gerçekten oldukça uzak olmaktaydı. İki yada üç boyutlu analize karar verirken software programı ve sonuçlardan istenilen kesinlik etkili olmaktadır (253). Üç boyutlu sonlu elemanlar analizleri destek kemikteki gerilmeleri iki boyutlu sonlu elemanlar analizlerine göre daha gerçekçi şekilde göstermektedir.

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların kesinliğini etkileyen etkenler:

- Kemik ve implantın ayrıntılı geometrisi

- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik ve implant ara yüzeyi

Geometri

Sonlu elemanlar analizinin ilk adımı yapıların geometrisinin modellenmesidir. Bazı iki boyutlu sonlu elemanlar çalışmalarında kemik ve implantların geometrisi basitleştirilerek dikdörtgen formunda modellenmiştir (198,247). Bazı üç boyutlu çalışmalarda da alt çene geometrik kesiti dikdörtgen olan ark şeklinde modellenmiştir (215). Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi sayesinde gerçeğe çok daha yakın anatomik modeller geliştirilebilmektedir (100). Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntü verilerinin özel bilgisayar programları ile doğrudan meshli modeller haline getirilmesi mümkün hale gelmiştir. Bir çok maddenin özellikleri, örneğin ölçülmüş kemik yoğunluğu değerleri gibi matematiksel hesaplamalara dahil edilebilmektedir. Böylece kemik-implant sisteminin geometrisini daha doğru olarak modellemek mümkün olmaktadır. İleri dijital teknikler sayesinde her bir hasta için ayrı ayrı sonlu elemanlar modeli oluşturulması sağlanacaktır.

Materyal Özellikleri

Materyal özellikleri gerilme ve birim uzamaları önemli derecede etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, ortotropik, anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik materyalde tüm yönlerde özellikler aynıdır bu nedenle iki tane birbirinden bağımsız materyal sabiti bulunmaktadır. Anizotropik materyal ise değişik yönlerde farklı özelliklere sahiptir. Anizotropiklik derecesine bağlı olarak birçok materyal sabiti bulunabilmektedir. Pek çok çalışmada materyalin homojen ve lineer olduğu varsayımından yola çıkılır ve Young modulu ile poisson oranı dikkate alınmaktadır. İlk zamanlardaki sonlu elemanlar çalışmalarında, trabeküler yapıyı belirleme imkanı bulunmadığı için trabeküler kemik ağını yok farz etmişlerdir. Bu nedenle kortikal kemik kabuğunun içinde solid yapılı bir trabeküler kemik bulunduğu varsayılmıştır (39,94, 208).

Sonlu elemanlar çalışmalarında kullanılan ve literatürlerde yer alan bazı materyal özellikleri Tablo 2-1 de verilmiştir.

Tablo 2-1: Literatürlerde yer alan bazı materyal özellikleri.

	Elastiklik mod(GPa)	Poisson's oranı	Araştırmacı
Kortikal Kemik	0-13,7 0-13,4 1,37x10^3 0-2727	0,30 0,30 0,30 0,30 0,30	Hobo S ve ark Cook SD ve ark Kawasaki T ve ark, Akça ve ark Rice JC ve ark
Trabeküler Kemik	0-1,85 250 790 1,37 x 10^3	0,30 0,30 0,30 0,30	Holmes ve Loftus MacGregor ve ark Knoell Borchers ve Reichart
Mukoza	0,98	0,37	Kawasaki T ve ark, Akça ve ark
Saf Titanyum	117 x 10^3	0,30	Sakaguichi ve Borgersen
Ti-6Al-4V	117 117 110 x 10^3 1,1x10^4	0,35 0,30 0,33 0,35	Bever Ronald ve Svenn Colling, Lewinstein Kawasaki T ve ark, Akça ve ark
Rezin	0-1,63 2,7 x 10^3 2,94x10^2	0,37 0,35 0,35	Smith LT ve ark Craig Kawasaki T ve ark, Akça ve ark

Sınır koşulları

Çoğu sonlu elemanlar çalışması genellikle çene kemiğinde implantı çevreleyen küçük bir alanı dikkate almıştır (53,115,183,234). Ancak sonlu elemanlar modellerinin hazırlanması sırasında çene kemiğinin tümüne etki eden kuvvetler olduğu bilinmektedir. Gerçeğe yakın hesaplamalar yapılabilmesi için implanta gelen kuvvetlerin tüm çene kemiği yapısı ele alınarak değerlendirilmesi gerekmektedir. İmplanta gelen kuvvetleri çenenin açıp kapama hareketleri kadar yan hareketleri de etkilemektedir (121). Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının zaman zaman gerçekten uzak sonuçlar vermesinin

nedenlerinden biri de yaş ve sağlık durumuna bağlı olarak çene kemiğinin farklılık gösterebilmesi ve bu durumun hesaba katılamamasıdır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının sınırlarını zorlayan bir diğer konu kortikal ve trabeküler kemiklerin ayırt edilmesi ve bunların hesaplamalara dahil edilmesidir. Gelişmiş bilgisayarlı tomografi görüntüleri ve ileri bilgisayar programları ile bu görüntülerin işlenmesi tekniği sayesinde çok daha gerçeğe yakın üç boyutlu geometrik çeneğe kemiği ve çevre doku modellemeleri yapılabilmektedir (249).

Kemik ve İmplant Ara Yüzeyi

Periodontal ligaman doğal dişler ile çevresindeki kemik arasındaki bağlantıyı sağlar. Isırma kuvvetiyle ortaya çıkan gerilme doğal dişte diş boyunca periodontal ligamana doğru yayılır. Staden ve ark periodontal ligamanda gerilme dağılımında dişin rolünü üç boyutlu FEA ile araştırdıkları çalışmalarında mandibular birinci molar dişi analiz için modellenmişlerdir. Sensörler ile ısırma kuvveti ölçülmüş ve değerleri modelin oklüzal yüzeyi üzerine uygulanmıştır. Alveolar duvardaki periodontal ligamanın periferi ve kök yüzeyi arasında örnekleme noktalarının gerilme değerleri karşılaştırıldığında periodontal ligamanın bütün gerilme değerleri kök yüzeyinden daha düşük bulunmuştur. Bu bulgular ortaya koymuştur ki dentin-pulpa kompleksi gerilmeleri azaltmada işbirliği içinde çalışmaktadır ve mine, dentin, pulpa dizisi gerilme dağılımı modelini etkilemiştir. Diş yapısındaki değişik materyal özellikleri, gerilme dağılımı modelinde özellikle kökte gerilmeleri azaltmada çok önemli rol oynamaktadır (249).

İmplant ile onu çevreleyen kemik arasında ise peridontal ligamanı modellemek çok mümkün değildir. Eski araştırmalar peridontal ligamanın implant etrafında oluşan bağ dokusu ile sağlanabileceğini savunmuşlardır. İmplant üzerine yük uygulandığında abutment sıkışacaktır. Bu işlemin doğal dişlerde olduğu gibi tampon etkisi sağlayarak çiğneme işlemi sırasında gelen yüklerin etkisini azaltıp implantların erken dönem kayıplarını engelleyeceğini düşünmüşlerdir. Ancak bir çok kez implant yüklendikten sonra hem implantlarda kayıp hem de abutment vidasında gevşeme görülmüştür. Böylece implant etrafında bağ dokusu oluşumu başarısızlık olarak değerlendirilmiştir (249).

Stanford ve Schneider ise titanyum implant yüzeyine kemiğin çok yakın olması dolayısıyla yük altında arayüzün bağıl hareketi olmayan bir birim olarak davrandığını

ve bu nedenle arayüzün her parçasında implanttan kemiğe gerilmenin iletimi için bunun önemli olduğunu belirtmişlerdir. Yüklemeye karşı implant yüzeyindeki kemiğin reaksiyon oluşturduğunu kabul etmişlerdir. Kemik ara yüzü yapısal özelliklerinden dolayı yüklemeye yarı esnek bir cevap verirken implant üzerindeki titanyum oksit katmanı da, makroskopik ve mikroskobik yapısıyla arayüzde kayma kuvvetlerini kontrol etmeyi sağlar (226).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı ve Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Tasarım ve İmalat Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, üç farklı anatomiye sahip (kare, üçgen ve U şeklinde) üç mandibulanın interforaminal bölgesinde, farklı yerlere (diş numaralarına göre 2., 3. ve 4. diş bölgelerine) iki adet implant yerleştirilmesiyle elde edilen setler üzerinde analiz yapılmıştır. Yerleştirilen implantların ball ataşmanlarla hareketli protezler ile bağlantısı sağlanmıştır. İDHP'ler üzerine etki eden fonksiyonel yükler altında bu yapılara destek olan alt çene kemiğinde oluşan gerilmeler FEA ile incelenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar gerilme 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 bilgisayardan, Nextengine (NextEngine, Inc 401 Wilshire Blvd, Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu taramadan, Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır. Tomografi taraması için 3M ILUMA (Ardmore, Oklahoma, USA) Konik Hüzme Işınlı Tomografi cihazında, 120kvP ve 3,8ma dozla yapılan çekimlerden yararlanılmıştır.

Analiz için dokuz ayrı model kullanılmıştır. Bunlar;

Model 1: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği kare alt çene modeli

Model 2: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği kare alt çene modeli

Model 3: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği kare alt çene modeli

Model 4: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği üçgen alt çene modeli

Model 5: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği üçgen alt çene modeli

Model 6: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği üçgen alt çene modeli

Model 7: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği U şeklinde (yuvarlak) alt çene modeli

Model 8: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği U şeklinde (yuvarlak) alt çene modeli

Model 9: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği U şeklinde (yuvarlak) alt çene modeli

Her modelde beş farklı yükleme durumu için analiz yapılmıştır. Sonuçta dokuz modelde beş farklı bölgenin yüklenmesi için kırk beş analiz yapılmıştır.

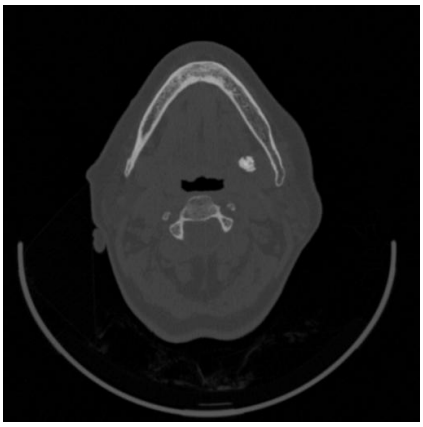
3.1.Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmamızda üç boyutlu alt çene modelinin elde edilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması yöntemi kullanılmıştır.

3.1.1.Alt Çene Kemiği ve Yumuşak Dokunun Modellenmesi

Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'ndan alınan, insan kadavrası alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği kemik dikey boyutu 15 mm, bukko-lingual yöndeki genişliği 6 mm'den fazla olan A divizyonu tipinde olacak şekilde seçildi.

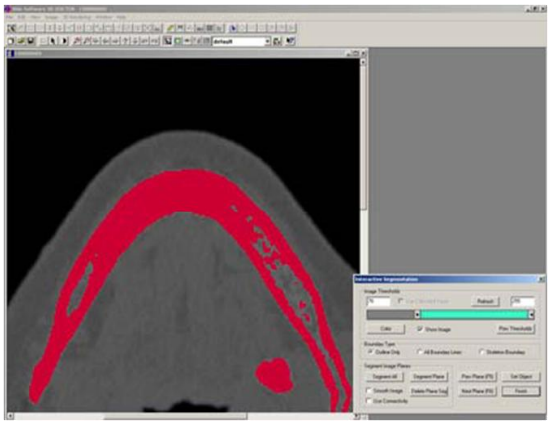
Çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide 3M ILUMA (Ardmore, Oklahoma, USA) tarandı (Şekil 3-1). Taramada 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3,0 formatına çevrilmiştir. Bu kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp, MA, USA) yazılımına alınmıştır (Şekil 3-2).



Şekil 3-1:Bilgisayarlı tomografi taraması sonucu elde edilen görüntü.

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. Bu yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

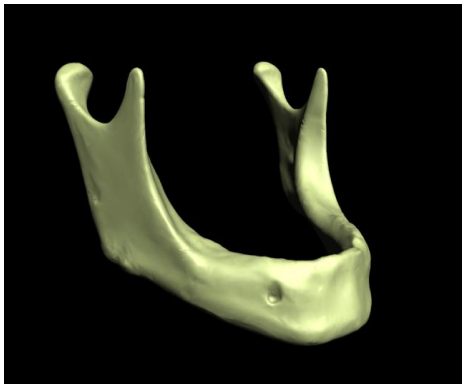
3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokuları "interactive segmentation" yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler "Complex Render" yöntemiyle üç boyutlu model haline getirildi.



Şekil 3-2:Çene modelinin analiz yapılacak bilgisayara tanıtılması.

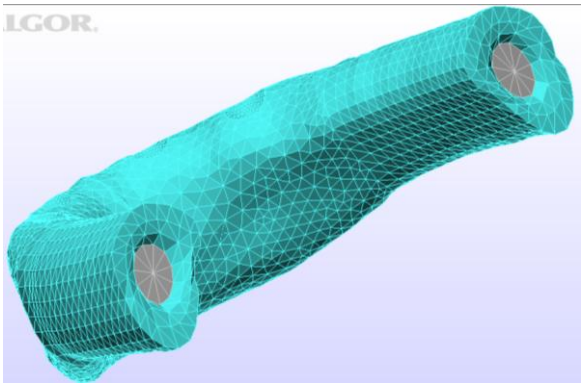
Oluşturulan çene modeli bilgisayar tarafından 'shell' yani sadece 'kabuk' biçiminde tanınmaktadır. Gerçek çene modelini bilgisayara tanıtmak için elde edilen model 'solid' yani 'katı' bir elemana çevrilmesi gerekmektedir Bu işlem için 3d model stl olarak Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) programına atıldı. Üç boyutlu modeller bilgisayar tarafından solid olarak tanınan bir

format olan IGES formatına çevrilmiştir (Şekil 3-3). Programdaki ağ örgüsü sadeleştirme araçları ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, yüzey bozuklukları daha fazla olan yerlerde poligon silme ve doldurma işlemleri ile pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. Sonraki aşamada veriler sonlu elemanlar analizinin yapılacağı Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programına aktarılmıştır.



Şekil 3-3:Üç boyutlu katı alt çene modeli.

Yüzey verisine ofset işlemi (kortikal kemiğin kalınlığı toplam alveol kemiği alanından çıkarılarak kemikte içeriye doğru düzlem oluşturulması) uygulanarak trabeküler kemiğin modellenmesi sağlanmıştır. Trabeküler kemiğin dış yüzeyi, kortikal kemiğin iç yüzeyine birleştirilerek modele eklendi (Şekil 3-4). Yumuşak dokunun modelini oluşturabilmek için de veriden dışarıya doğru ofset (yumuşak doku kalınlığı kadar kortikal kemik yüzeyinden dışarıya doğru çıkarak düzlem oluşturulması) oluşturuldu. Kortikal kemiğin dış yüzeyi, yumuşak dokunun iç yüzeyi olarak modele eklendi. Bu sayede kortikal ve trabeküler kemik ile yumuşak doku modellenmiş oldu.



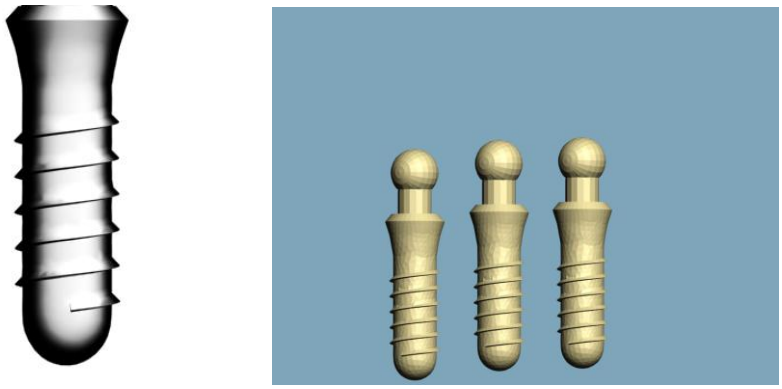
Şekil 3-4:Yüzey verisine ofset işleminin uygulanması.

3.1.2.İmplantlar ve Tutucu Parçaların Modellenmesi

Çalışmada mandibulaya yerleştirilecek implantların boyutlarının belirlenebilmesi için, implantların yerleştirileceği bölgede kemiğin mevcut kalınlığının ve yüksekliğinin bilinmesi gerekir. Kullanılacak implantların alt çene kemiği üzerinde, 1. küçük azı, kanin ve 2. kesici dişlerinin olduğu bölgelere gelecek şekilde yerleştirilmesi planlandığından öncelikle, alt çene modeli üzerinde bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir. Anatomik oluşumların rehber alındığı alt çenede mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentalenin lokalizasyonuna göre implantlar yerleştirilmiştir. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için foramen mentale'nin lokalizasyonu tomografik görüntüler sayesinde saptanmıştır. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentale'nin konumu bilgisayar ortamında işaretlenmiştir. İşaretlenen bölgenin koordinatları üç boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktarılarak foramen mentalenin konumu üç boyutlu olarak belirlendi.

İmplant lokalizasyonları belirlendikten sonra, eldeki kemiğe göre implant boyutları 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda ITI Standart Plus olarak belirlenmiştir. İmplantlara uygun ball tutucular da implant üreticisinin vermiş olduğu ölçüler doğrultusunda seçilmiştir. İmplantlar ve ball tutucular Nextengine lazer tarayıcısı ile (Nextengine Inc, USA) makro çözünürlükte taranmıştır (Şekil 3-5). Dental implantlar yivli olarak silindirik yapıda modellenmiştir. İmplantlar ve ball tutucular

orijinal boyutlarına uygun olarak 3d olarak çizildikten sonra modelleme için Rhinoceros yazılımından yararlanılmıştır. Modeller çoğaltılarak ikili varyasyonları oluşturuldu.



Şekil 3-5:Tarama sonucu elde edilen implant görüntüsü.

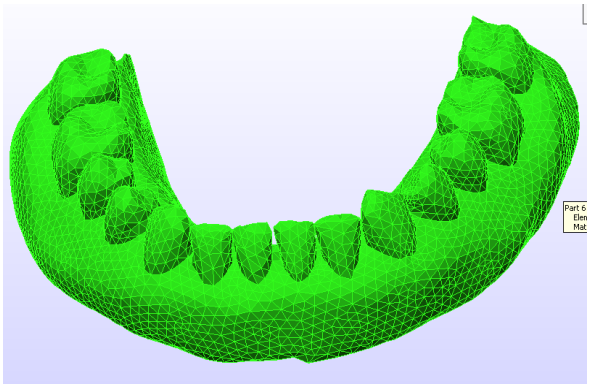
3.1.3.Protezlerin Modellenmesi

Çalışmamızda implant üstü protez tipi olarak akrilik tam protez restorasyonu seçilmiştir. Tam protez Nextengine tarayıcısı (Şekil 3-6) ile 3d olarak tarandı (Şekil 3-7) ve Rhinoceros ortamında Wheeler atlasındaki anatomik doğrulara uygun hale getirildi.



Şekil 3-6:Nextengine 3d lazer tarayıcısı.

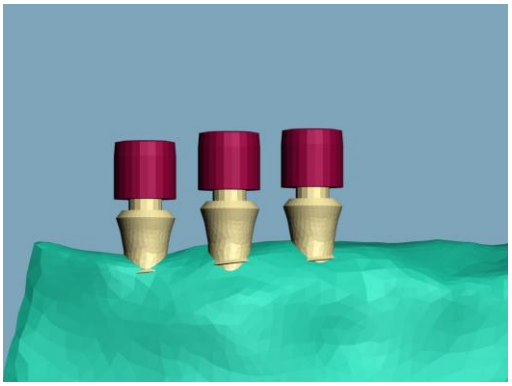
Elde edilen modeller yine Rhinoceros yazılımında birleştirilerek ve mukozaya uyumu kontrol edilerek protez elde edildi. Protezin bazı kısımlarının modellenebilmesi için Nextengine 3d tarayıcısından da yararlanıldı.



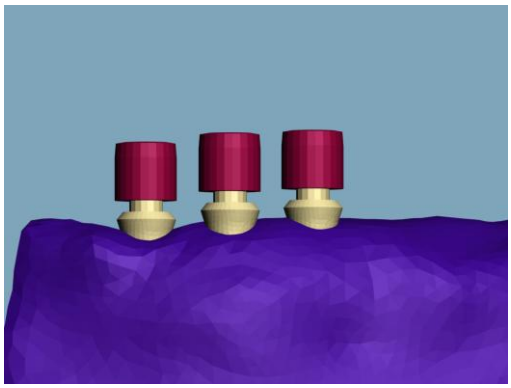
Şekil 3-7:Lazer tarama ile elde edilen tem protez görüntüsü.

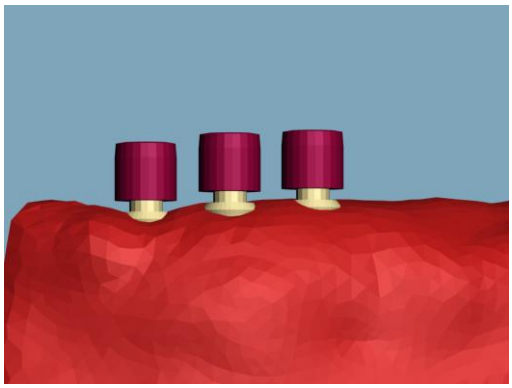
3.1.4.Modellerin Montajı

Elde dilen kemik modelleri üzerine implantların, üst yapının ve protezin uyumlaması, Rhinoceros yazılımında yapıldı (Şekil 3-8, 3-9, 3-10, 3-11).



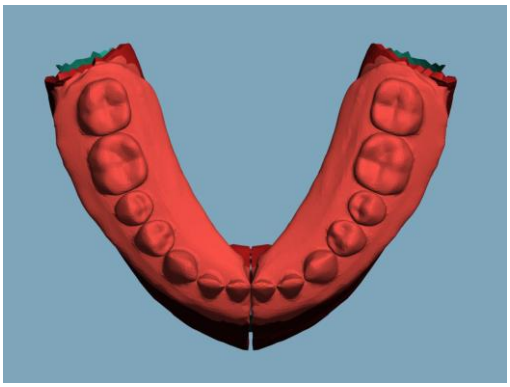
(a)



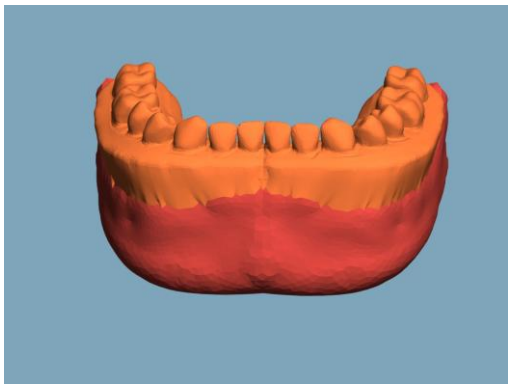


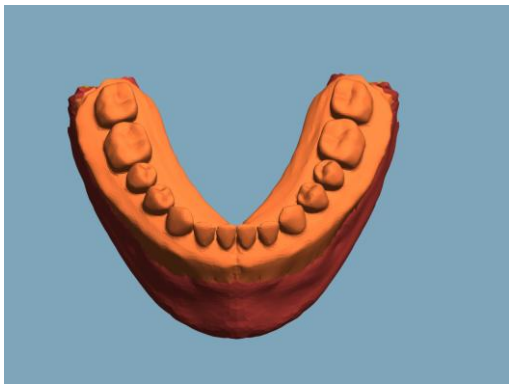
(b) **(c)**

Şekil 3-8: İmplant ve tutucuların trabeküler kemik(a), kortikal kemik(b) ve mukoza(c) içindeki görüntüsü.



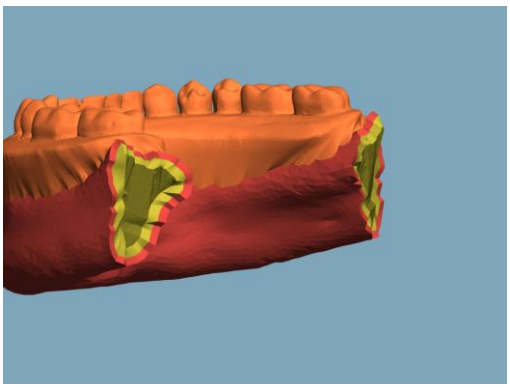
Şekil 3-9:Modellerin birleştirilme öncesi görüntüsü.





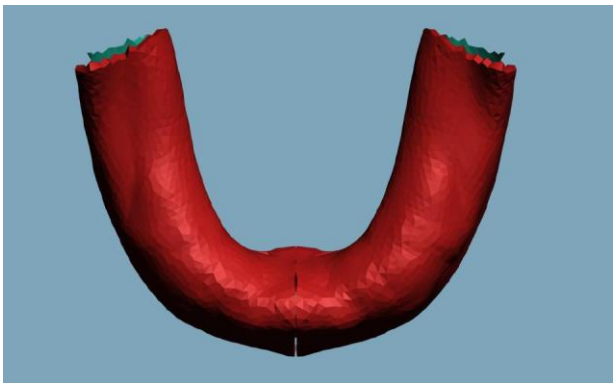
(a) **(b)**

Şekil 3-10:Modeller birleştirildikten sonraki görüntüler.(a),(b)

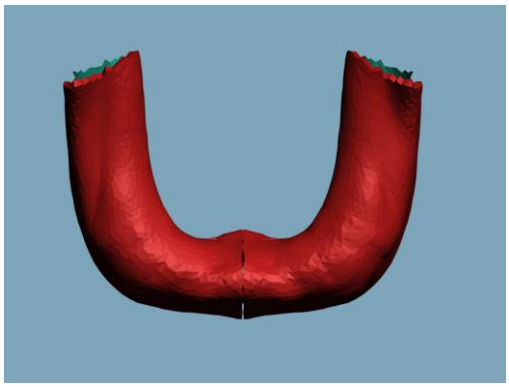


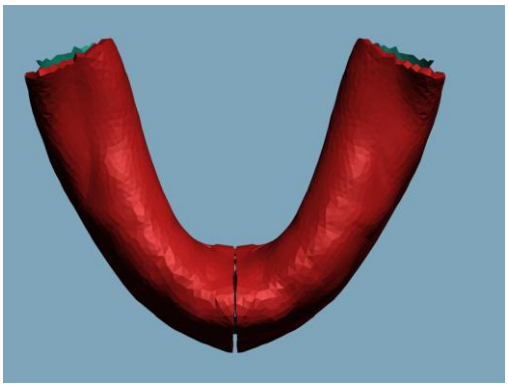
Şekil 3-11:Modellerdeki tabakalar(Trabeküler kemik, kortikal kemik, mukoza ve protez).

Uyumlamalar yapıldıktan sonra, farklı geometriye sahip çene modellerini simüle etmek amacıyla modeller yine Rhinoceros yazılımında istenen şekillere sokuldu (Şekil 3-12, 3-13).



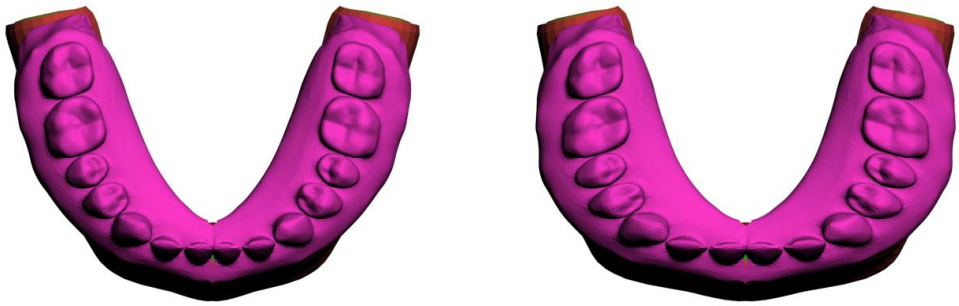
(a)



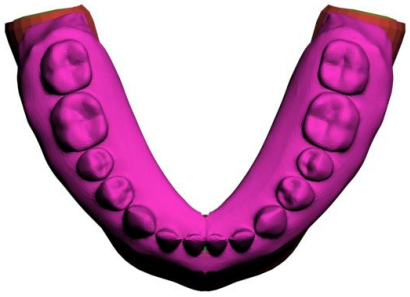


(b) **(c)**

Şekil 3-12:İstenilen geometriye sahip modellerin birleştirilmeden önceki görüntüleri. (a)Yuvarlak-U şeklinde kret,(b)Kare kret,(c)Üçgen kret



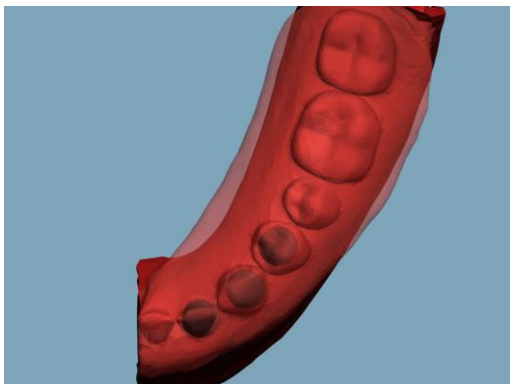
(a) **(b)**



(c)

Şekil 3-13:Modeller birleştirildikten sonraki görüntüler. (a)Yuvarlak-U şeklinde kret,(b)Kare kret,(c)Üçgen kret

Setler bu şekilde elde edildikten sonra implantlar 2., 3. ve 4. dişler bölgesine her modelde ayrı ayrı yerleştirildi (Şekil 3-14).



Şekil 3-14:İmplantların yerleştirileceği 2., 3. ve 4. dişler bölgeleri.

3.2.Modelin Sonlu Elemanlar Programına Aktarılması

Modeller, Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc, USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı oluşmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş implantları ve protez yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.

Analizlerin gerçekleştirilebilmesi için sırasıyla;

- Her modelde yapıyı oluşturan hacimlere isim verilmesi,
- Her hacim için malzeme özelliklerinin girilmesi,
- Hacimler arasında kontak noktalarının belirlenmesi,
- Modelin elemanlara ayrılarak ağ yığınının oluşturulması,

Sınır koşullarının belirlenmesi ve yüklemelerin yapılması işlemleri gerçekleştirildikten sonra her yükleme durumu için 1. Asal gerilme (maksimum asal gerilme), 3. Asal gerilme (minimum asal gerilme) ve von mises (equivalent gerilme) gerilme değerleri elde edildi.

3.2.1.Malzeme Özelliklerinin Girilmesi

Hazırladığımız modelde gerçek bir tomografi görüntüsünden yola çıkılarak idealize edilmiş genel bir model oluşturulmuştur. Ayrıca dental implantlar ve üst yapıları modellenmiştir. Oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dental implant ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını bilgisayara tanıtmak gerekmektedir. Bu işlemler için ise deneyler sonucu elde edilmiş, materyallere ait elastiklik modülü ve Poisson oranlarının programa aktarılması gerekmektedir. Modeldeki farklı malzemeler için kullanılan materyallerin özelliklerine uygun elastiklik modülü ve Poisson oranlarının verilmesi ile program, uygulanan yüklere karşı gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarını ve dağılımını gösterecektir.

Kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, dental implantlar, tutucu parçalar ve polimetilmetakrilat için Tablo 3-1 de gösterilen elastiklik modülü ve Poisson oranı

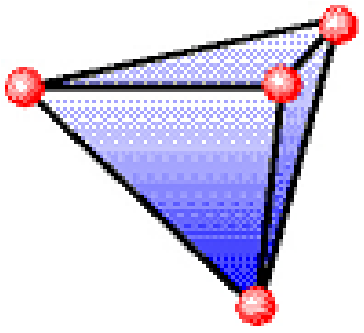
değerleri kullanılmıştır. Trabeküler kemiğe D2 kemiğin özelliklerine uygun materyal özellikleri verilmiştir. Programda katı cisim özellikleri homojen, izotropik olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan malzemelerin elastiklik modülü ve poisson oranları . (8,127)

	Elastiklik Modülü	Poisson Oranı
Titanyum	110 MPa	0,35
Polimetilmetakrilat	2,94 MPa	0,35
Mukoza	0,98 MPa	0,37
Kortikal	13,70 MPa	0,3
Trabeküler	1,37 MPa	0,3
Tutucu	99,60 MPa	0,33

3.2.2.Ağ Yaratılması

Sonlu elemanlar gerilme analizi için modelin ağ ile örülmesi (meshlenmesi) gerekmektedir. Bu meshleme elemanlar ile yapılmaktadır. Bizim modelimizde 4 düğümlü tetrahedron isimli eleman kullanıldı (Şekil 3-15).



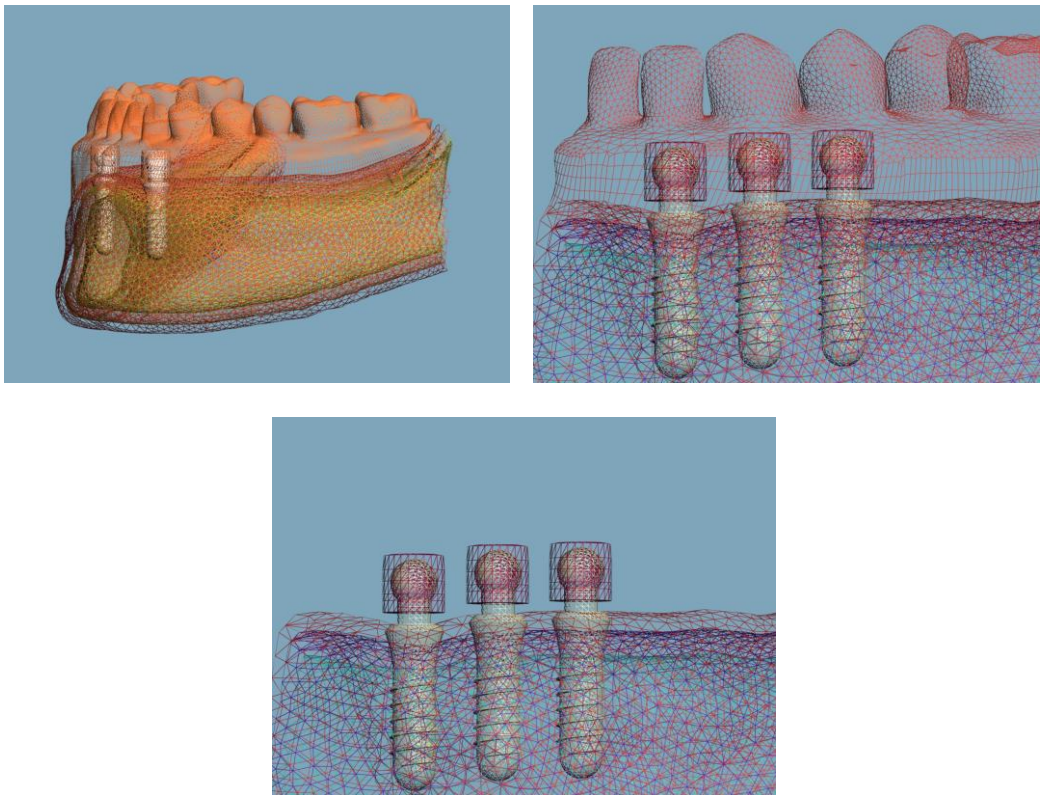
Şekil 3-15:4 düğümlü tetrahedron eleman.

Bu eleman tipi lokalizasyonuna göre üç farklı geometride şekillenebilmesi sayesinde modellenen geometrinin karmaşık olması durumunda matematik modelin oluşturulmasına kolaylık sağlamakta ve yüksek düğüm sayısı nedeniyle gerilmeleri daha net vermektedir. Bu nedenle bu eleman tipi çalışmamızda tercih edilmiş ve model elemanlarına ayrılmıştır(Şekil 3-16).

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın elverdiği ölçüde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir ve elemanlar tüm modele eşit olarak dağıtılmıştır. Çalışmamızda çene modelleri, dental implantlar ve üst yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullandığımız eleman sayıları 318 780 ile 331 779 arasında, düğüm sayıları 63 790 ile 66 213 arasında değişmektedir. Hazırlanan dokuz modeldeki eleman ve düğüm sayıları Tablo 3-2 de verilmiştir.

Tablo 3-2: Modellerin eleman ve düğüm sayıları.

	Eleman sayısı	**Düğüm sayısı**
Kare lateral (iki numaralı) dişler	**318 780**	**63 790**
Kare kanin (üç numaralı) dişler	**322 601**	**65 039**
Kare 1. premolar (dört numaralı) dişler	**321 517**	**64 273**
Üçgen lateral (iki numaralı) dişler	**329 368**	**65 466**
Üçgen kanin (üç numaralı) dişler	**331 779**	**66 213**
Üçgen 1. premolar (dört numaralı) dişler	**331 779**	**66 213**
U şeklinde (yuvarlak) lateral (iki numaralı) dişler	**326 997**	**65 119**
U şeklinde (yuvarlak) kanin (üç numaralı) dişler	**329 317**	**65 664**
U şeklinde (yuvarlak) 1. premolar (dört numaralı) dişler	**327 047**	**65 220**



Şekil 3-16:Modelin ağ ile örülmesinden sonraki görüntüsü.

3.2.3.Sistemin Birleştirilmesi

Sonlu elemanlar analizi yönteminde sonuçların doğru olarak alınabilmesi için çalışma sistemlerinin programa tanımlanması gerekmektedir. Çalışma sistemleri, bu çalışmada çene kemiği, dental implantlar ve üst yapılardır.

Çalışmamızda, kortikal kemik ile trabeküler kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir.

Dental implantlar ile çene kemiği, dental implantlar ile tutucu parçalar ve tutucu parçalar ile implant üstü protezler arasındaki bağlantı, basıncı kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. Dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Sistemin birleştirilmesine çene modelinin eksen doğrultuları üzerinde yerleştirilmesi ile başlanmıştır. Seçilen eksen doğrultuları üzerine, oluşturulan çene modeli referans alınarak diğer parçaların eksen doğrultuları seçilmiştir. Böylece implantlar ve üst yapılar sıfır hata ile yerleştirilmiştir. Bir sonraki aşamada ITI Standart Plus 4,1/12mm çapındaki implantlar seçilerek yerlerine atanmışlardır. Son aşamada ise

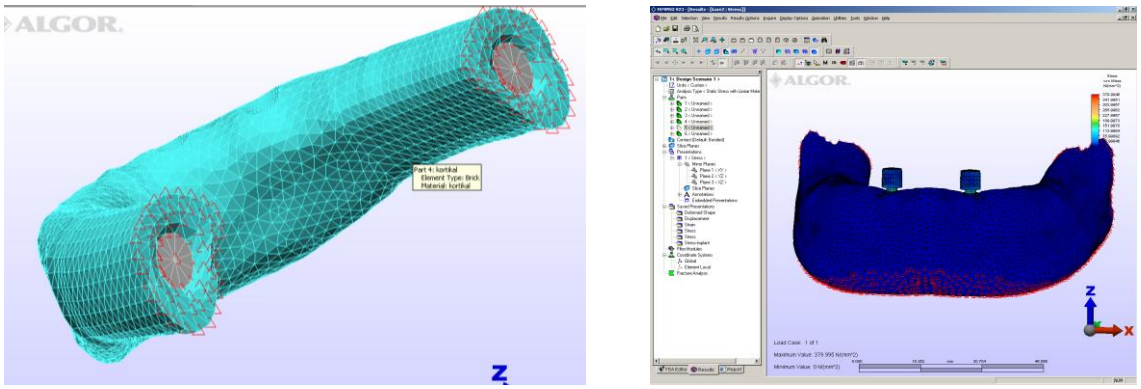
implant üstü hareketli protezler dental implantlar üzerine yerleştirilip çene kemiğine göre yerleşiminin gerçekçi olması sağlanmıştır.

3.2.4.Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Birleştirilmiş olan model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerini yapabilmek için uygun noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Bu sayede problemin tanımlanan bölgenin sınırları içerisinde çözümlenmesi sağlanmaktadır.

Sınır koşulları belirlenirken sonuçların mümkün olduğunca gerçekçi olması için analiz yapılacak bölgelerdeki eleman sayısı fazla tutularak alt çene kemiği retromolar bölgeden kesilerek ve alt çenenin deformasyonunu engellemeyecek şekilde çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından sabitlenmiştir (Şekil 3-17). Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri gerilme analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmiştir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise destekler çevresinde oluşacak gerilmelerin etkilenmesi söz konusu olacaktır. Bu nedenle kemik implantlardan, gerilmelerden etkilenmeyecek uygun bir uzaklıktan kesilerek konumlandırılmıştır. Modeller 6 Degree of Freedom'da da sabit kabul edilip sıfır serbestlik derecesi verilmiştir. İmplantlar osseointegre kabul edildiğinden bu bölgedeki elemanların birlikte hareket ettikleri varsayılmıştır.

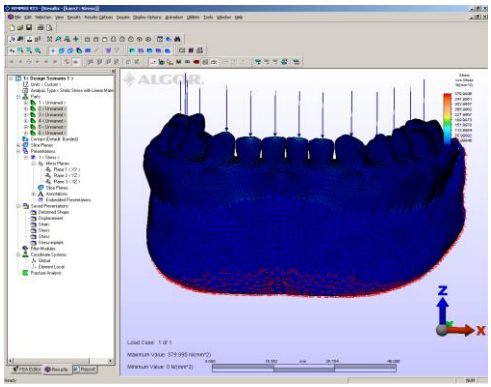
Her bir modelde çiğneme sırasındaki temasları taklit edecek şekilde beş yükleme bölgesi seçilmiştir. Alansal yükleme tercih edilmiş ve çiğneme yükleri implant üstü protezler üzerine eşit olarak dağıtılmıştır.



Şekil 3-17:Sınır koşulları oluşturulurken modelin sabitlendiği yerlerin görüntüsü.

3.3.Yüklemelerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kayıt Edilmesi

Çalışmada kullanılacak olan kuvvet 100 N olarak belirlenmiştir. Sisteme, gelen kuvvetler dişlerin oklüzal yüzeylerinden uygulanmıştır.Kuvvetler implant doğrultusuna dik olarak uygulanmıştır (Şekil 3-18).



Şekil 3-18:Kuvvetlerin uygulama yönleri ve yerleri.

Yükleme yerleri;

- Sentrik kapanış durumundayken,
- Sağ-sol çift taraflı 2. premolar ve 1. büyük azı dişleri üzerinden,
- Sağ 2. premolar ve 1. büyük azı dişleri üzerinden,
- Sol 2. premolar ve 1. büyük azı dişleri üzerinden,
- Anteriorda kesici dişler üzerinden 100 N yük uygulanmıştır.

Yapılan analizler sonucunda, kemik dokularındaki çekme ile basma gerilmelerine ve implantlarda oluşan Von Misses değerlerine bakılmıştır. Sonlu elemanlar gerilme analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar gerilme analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan yirmi beş farklı gerilmenin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi gerilme değerinin değerlendirileceği ve elde edilen gerilme değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağının bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilmeler

normal gerilmeler (çekme ve basma gerilmeleri σ ile sembolize edildi) ve kayma gerilmeleri (ɾ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu gerilme elemanının x, y, z düzlemlerine iki adet normal gerilme ve bir adet kayma gerilmesi etki eder. Kayma gerilmeleri, $ɾ_{xy}= ɾ_{yx}$, $ɾ_{yz}=ɾ_{zy}$, $ɾ_{xz}=ɾ_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu tamamen üç normal ve üç kayma gerilmesi komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün kayma gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal gerilmelere asal gerilme denir.

Asal gerilme maksimum asal gerilme, orta asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1> \sigma_2> \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1: Maksimum asal gerilmeyi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek çekme gerilmesini simgeler.

σ_3: Minimum asal gerilmeyi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek basma gerilmesini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme gerilmesini, eksi değerler ise basma gerilmesini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, gerilme elemanı o gerilme tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o gerilme tipidir.

Kırılgan materyaller için asal gerilme değeri önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme, en yüksek çekme dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda ve minimum asal gerilmenin mutlak değeri, en yüksek basma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Gerilme, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 asal gerilme değerinden hesaplanır (3-1);

$$\sigma_e = [1/2((\sigma_1- \sigma_2)^2+(\sigma_2- \sigma_3)^2+(\sigma_3- \sigma_1)^2)]^{1/2} \quad (3\text{-}1)$$

σ_e: Von Mises Gerilme, σ_1: Maksimum Asal Gerilme, σ_2: Ara Asal Gerilme, σ_3: Minimum Asal Gerilme

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan gerilmeler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Örneğin bir kuron modelinde kor, ara bağlantı materyali ve üst tabaka porseleninin arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Gerilme değeri germe dayanımını (yield strength/elastik limit) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Gerilme değerleri gerilme dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4.BULGULAR

Kare, üçgen ve U şeklinde (yuvarlak) alt çene kemiklerinde lateral (2.diş), kanin (3.diş) ve 1.premolar (4.diş) bölgelerine yerleştirilen iki implant üzeri ball tutucuların kemikte oluşturduğu gerilmelerin incelendiği çalışmamızda her durum için ayrı bir sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Her model tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı zamanda, sağ ve sol çift taraflı 1.molar ve 2.premolar dişler üzerinden aynı zamanda, sağ 1.molar ve 2.premolar dişler üzerinden tek tarafta, sol 1.molar ve 2.premolar dişler üzerinden tek tarafta ve kesici dişler üzerinden olmak üzere beş ayrı bölgeden 100 N statik kuvvet ile yüklenmiştir.

Gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeye ait sonuçlar renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir.

FEA sonucunda implantlarda meydana gelen Von Misses Gerilmeleri, tüm implant-kemik ara yüzündeki kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen çekme gerilmesi, basma gerilmesi ve yer değiştirmeler incelenmiştir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak olan gerilme değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılgan özellikteki dokuların gerilme değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Gerilme değerlerinden (Maksimum Asal Gerilme = Çekme gerilmesi, Minimum Asal Gerilme = Basma gerilmesi) yararlanılırken, titanyum, çelik gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Gerilme değerlerinden faydalanılmıştır (122). Von Misses Gerilme değerleri kırılgan materyallerde sadece gerilmelerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken, bu değerlerin ne tip bir gerilme oluşturduğu konusunda bir fikir vermemektedir. Von Misses Gerilme bileşke bir gerilme değeri olarak kabul edilmektedir.

Çalışmamızda, farklı modeller arasında gerilme ve şekil değiştirme miktarlarını kıyaslamak için referans noktaları belirlenerek bu noktalardaki maksimum değerler karşılaştırılmıştır. Referans noktaları implantların boyun bölgeleri ve çevrelerindeki kemik, implantın yerleştirildiği bölgedeki mandibulanın vestibül ve lingual yüzeyleri,

yanak cebi ve mylohyoid kenar üzerindedir. Modellerdeki maksimum değerlerin saptanabilmesi için çok sayıda kesit alınmıştır. Şekillerde, referans noktalarındaki maksimum değerlerin görülebileceği kesitler ve skalaları gösterilmiştir. Deplasman değerlerini karşılaştırmak için ise her modeldeki protezin üzerindeki her dişin orta noktalarındaki maksimum yer değiştirme değerleri saptanmıştır. Farklı implant lokalizasyonları ve alveol kret formlarının kullanılması sonucu elde edilen verilerin kolay değerlendirilebilmesi için tablolar hazırlanmıştır.

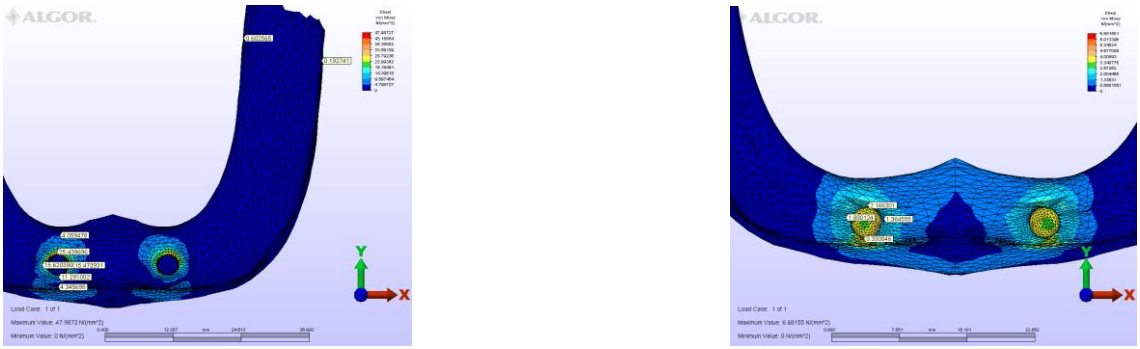
4.1.Kare Modele Ait Bulgular

4.1.1.Kare Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 1)

4.1.1.1.Model 1'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 25,44 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 3,33 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-1).



(a) **(b)**

Şekil 4-1: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde 23,05 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,81 MPa olarak bulunmuştur(Şekil 4-2).



(a) **(b)**

Şekil 4-2: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -30,75 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,25 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-3).

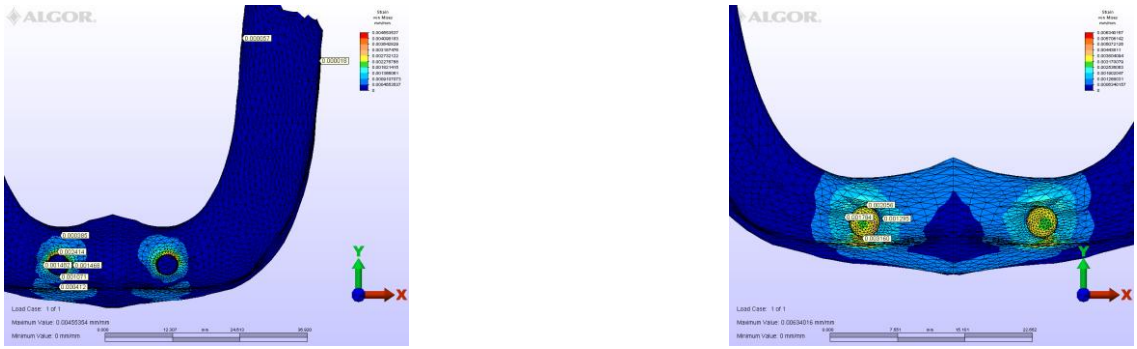


(a) **(b)**

Şekil 4-3: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 3 160 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 2 414 olarak bulunmuştur (Şekil 4-4).

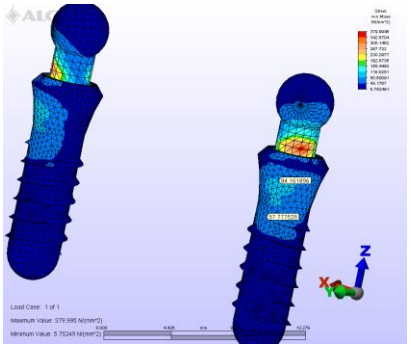


(a) **(b)**

Şekil 4-4: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

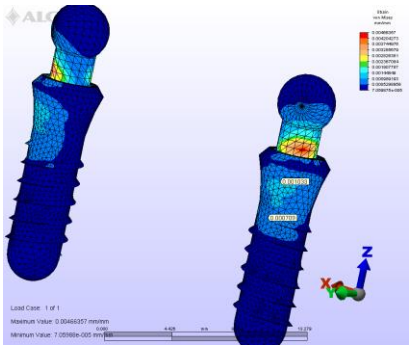
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 84,16 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 57,78 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-5).



Şekil 4-5:Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

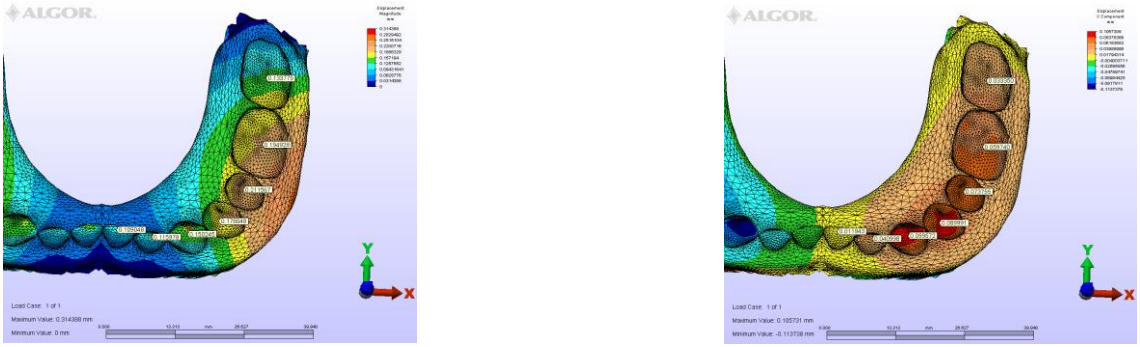
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1 033, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 709 olarak bulunmuştur (Şekil 4-6).



Şekil 4-6: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

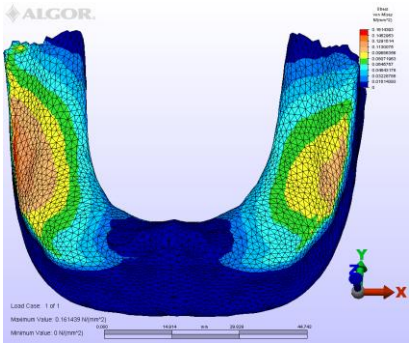
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgesinde 0,211567 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-7).



(a) **(b)**

Şekil 4-7:Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-8).



Şekil 4-8: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucularının distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-9).



Şekil 4-9: Model 1'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.1.2.Model 1'de Sağ Ve Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,62 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,83 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-10).



(a) **(b)**

Şekil 4-10: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,29 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,97 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-11).

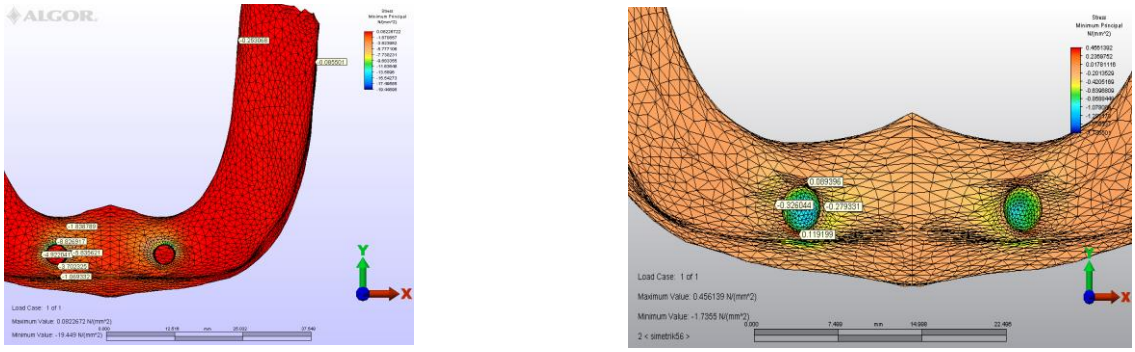


(a) **(b)**

Şekil 4-11: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,83 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,33 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-12).



(a) **(b)**

Şekil 4-12: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 790 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 723 olarak bulunmuştur (Şekil 4-13).

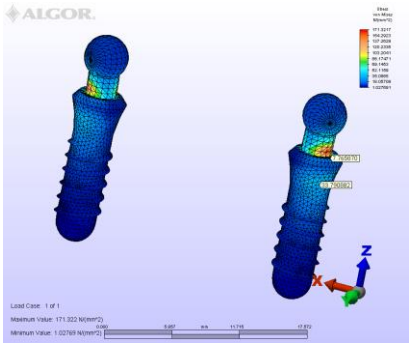


(a) **(b)**

Şekil 4-13: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

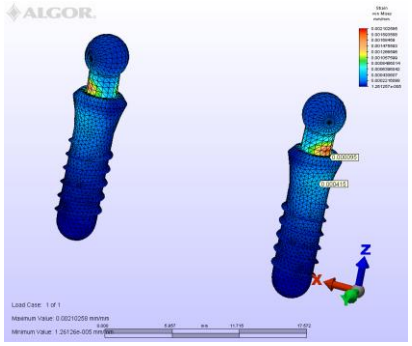
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 33,79 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 7,76 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-14).



Şekil 4-14: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

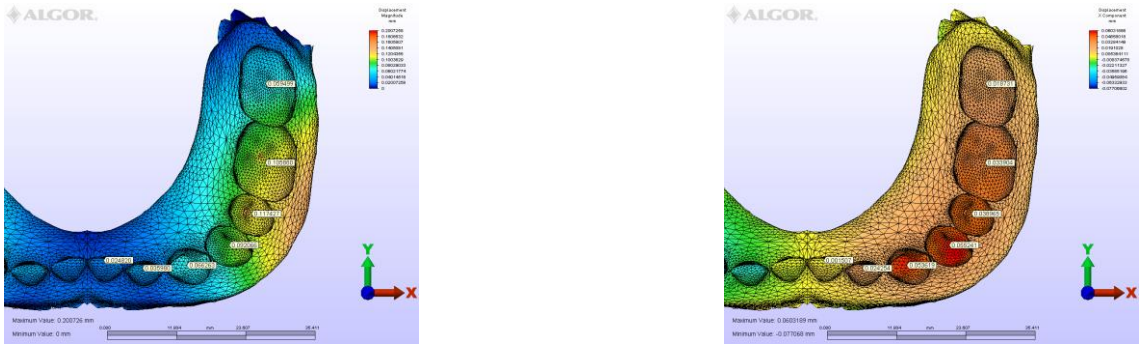
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 415, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 95 olarak bulunmuştur (Şekil 4-15).



Şekil 4-15: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

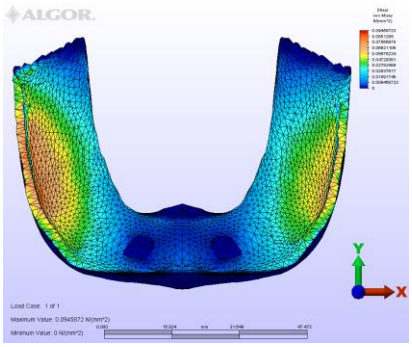
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgesinde 0,117427mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-16).



(a) **(b)**

Şekil 4-16: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-17).



Şekil 4-17: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucularının distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-18).



(a) (b)

Şekil 4-18: Model 1'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.1.3.Model 1'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 9,32 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,90 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 5,75 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,41 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-19).



(a) **(b)**

Şekil 4-19: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

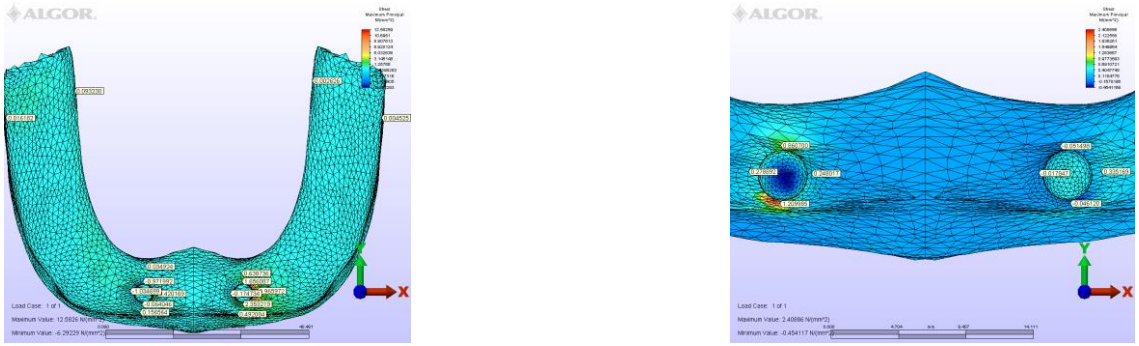
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,26 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,03 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 3,41 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-20).



(a) **(b)**

Şekil 4-20: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

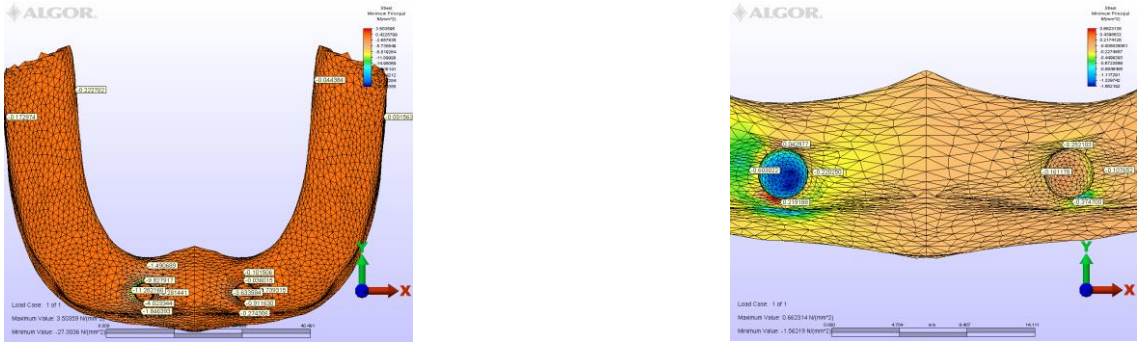
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -11,28 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,60 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -8,74 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,37 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-21).



(a) **(b)**

Şekil 4-21: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

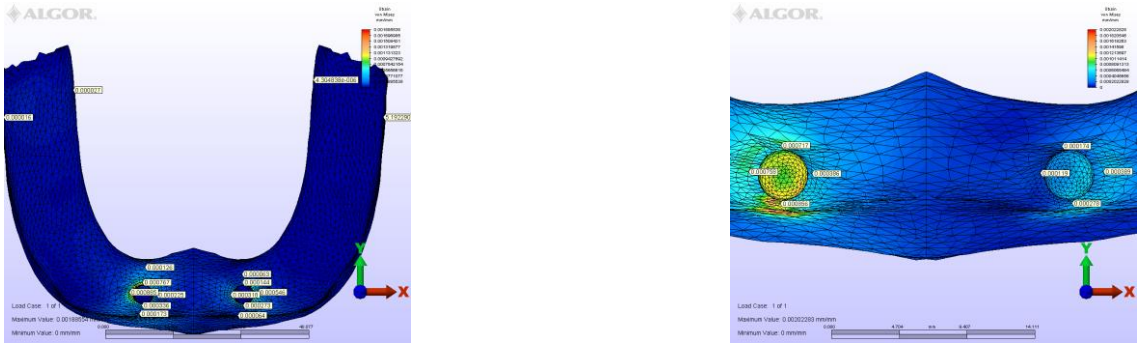
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 885 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 856 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 546 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 389 olarak bulunmuştur (Şekil 4-22).



(a) **(b)**

Şekil 4-22: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

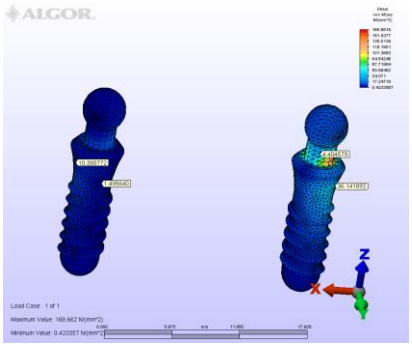
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 36,14 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 16,40 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 7,38 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 1,50 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-23).



Şekil 4-23: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

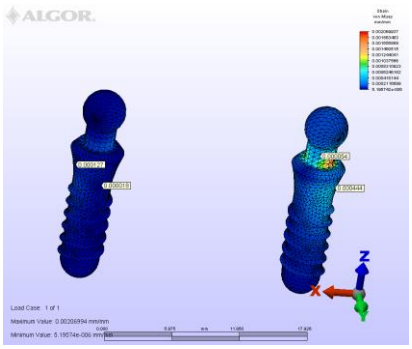
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 454, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 444 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 127, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 18 olarak bulunmuştur (Şekil 4-24).



Şekil 4-24: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaimplantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

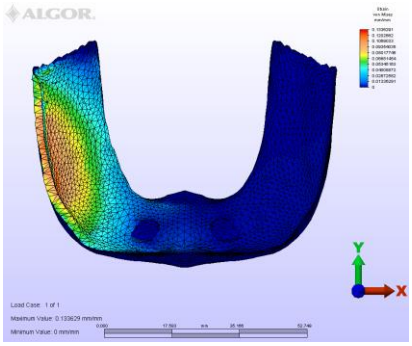
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 6 numaralı diş bölgesinde 0,138807 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-25).



(a) **(b)**

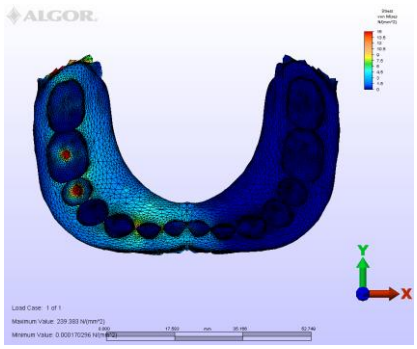
Şekil 4-25: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-26).

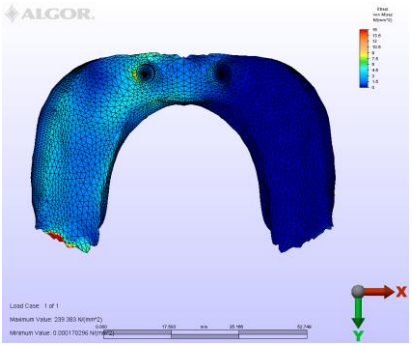


Şekil 4-26: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-27).



(a)



(b)

Şekil 4-27: Model 1'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.1.4.Model 1'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 5,25 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,33 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,54 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,83 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-28).



(a) **(b)**

Şekil 4-28: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 6,38 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal bölgesinde 0,26 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,06 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-29).



(a) **(b)**

Şekil 4-29: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -10,32 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,33 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -10,38 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,61 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-30).



(a) **(b)**

Şekil 4-30: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

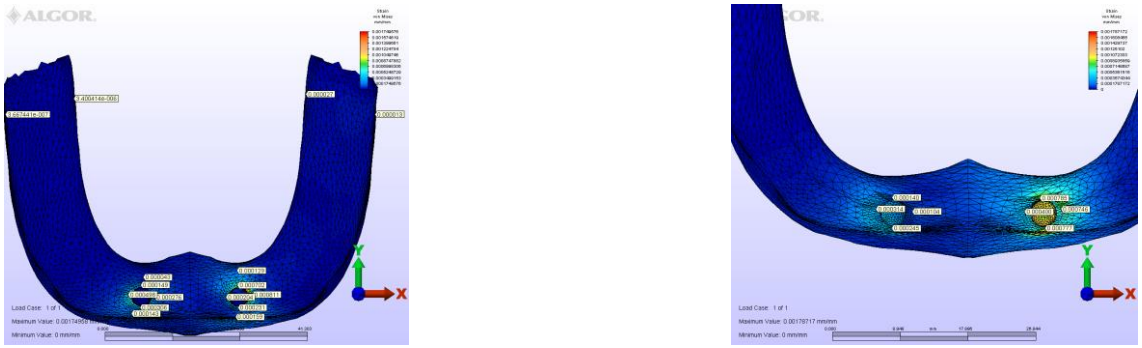
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 498 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 314 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 811 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 785 olarak bulunmuştur (Şekil 4-31).



(a) **(b)**

Şekil 4-31: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

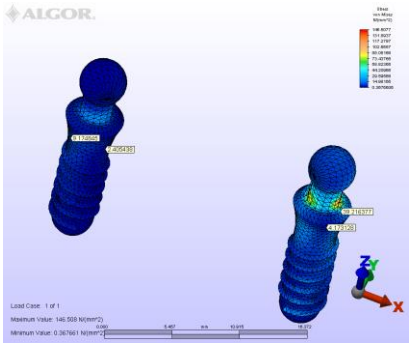
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 9,17 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,41 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 34,17 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 19,21 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-32).



Şekil 4-32: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

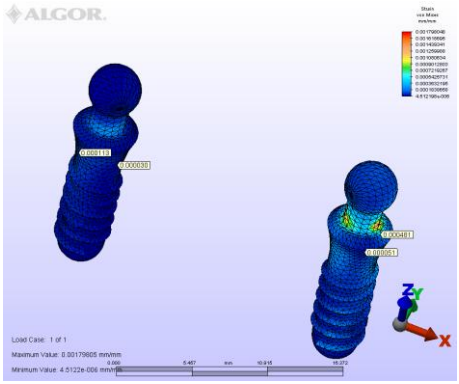
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 113, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 30 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

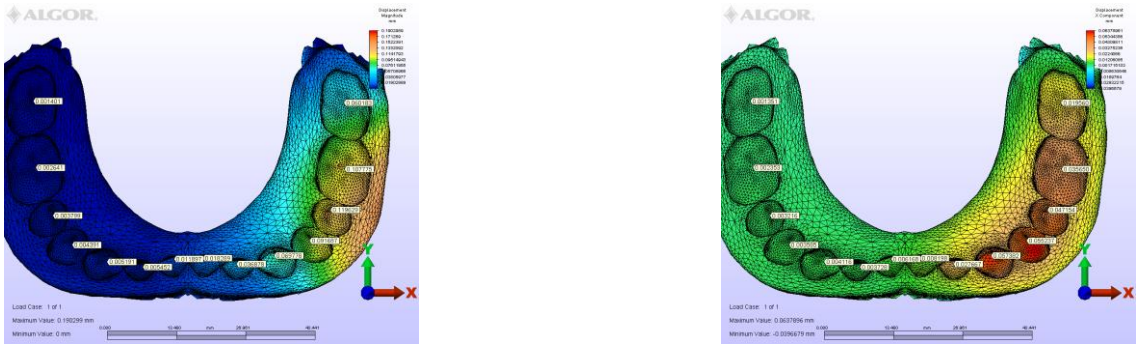
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 481, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 451 olarak bulunmuştur (Şekil 4-33).



Şekil 4-33: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

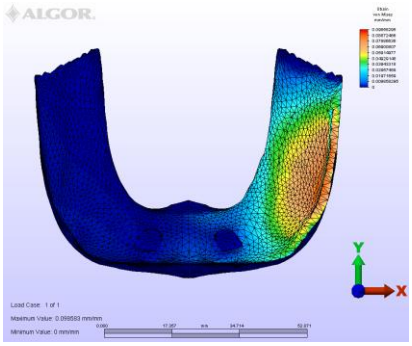
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,119629 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-34).



(a) **(b)**

Şekil 4-34: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-35).



Şekil 4-35: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-36).



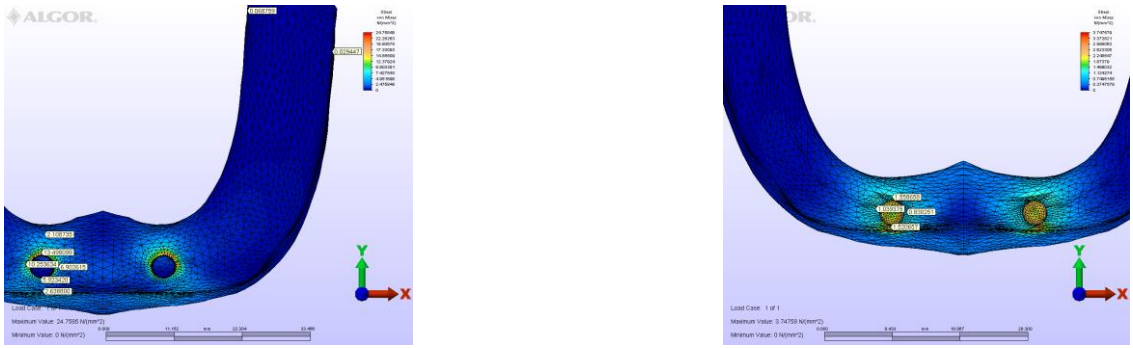
(a) **(b)**

Şekil 4-36: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.1.5.Model 1'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 13,50 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,56 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-37).



(a) **(b)**

Şekil 4-37: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde 2,06 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,67 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-38).

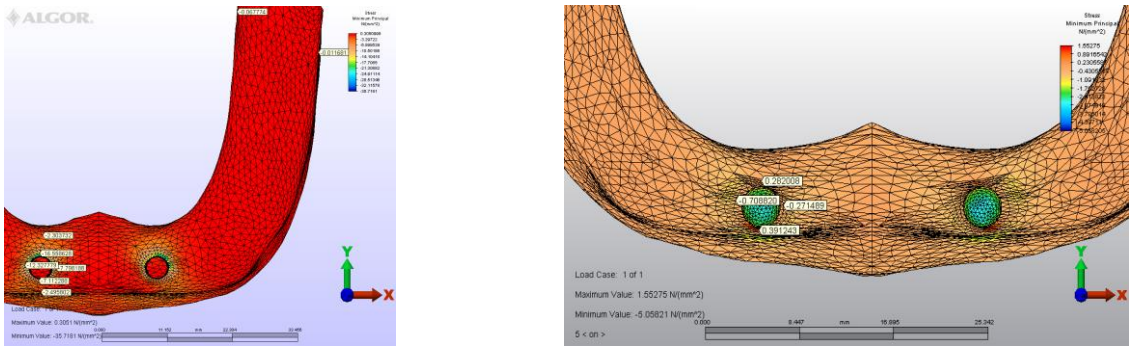


(a) **(b)**

Şekil 4-38: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -16,56 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,71 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-39).



(a) **(b)**

Şekil 4-39: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 1 479 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 1 281 olarak bulunmuştur (Şekil 4-40).

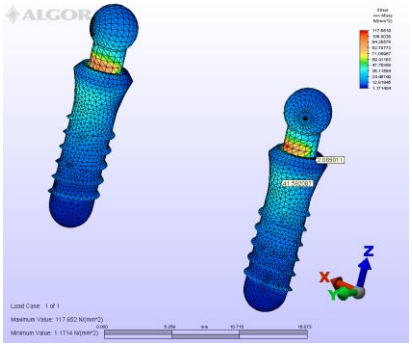


(a) **(b)**

Şekil 4-40: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

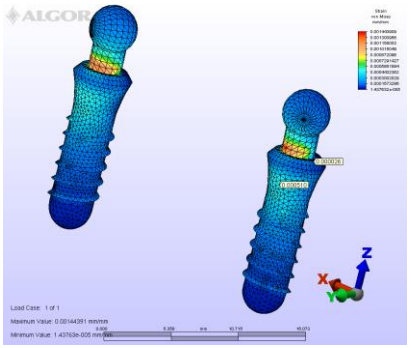
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 41,58 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,08 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-41).



Şekil 4-41: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 510, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 26 olarak bulunmuştur (Şekil 4-42).



Şekil 4-42: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

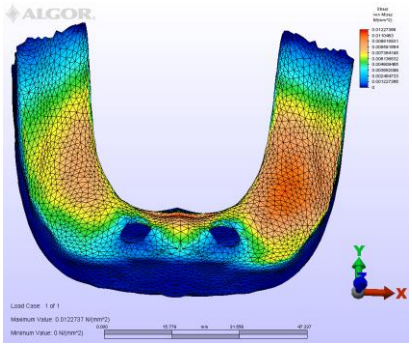
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı diş bölgesinde 0,075174 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-43).



(a) **(b)**

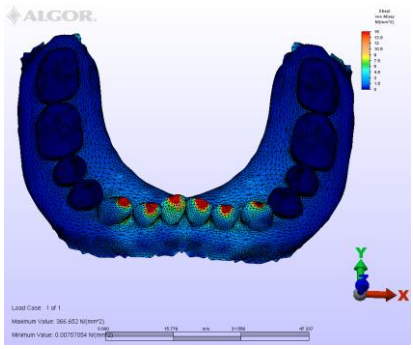
Şekil 4-43: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanlarda alveol kret tepeside dahil olmakla birlikte tüm arkın lingual bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-44).

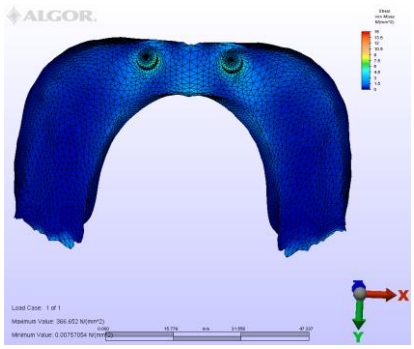


Şekil 4-44: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-45).



(a)



(b)

Şekil 4-45: Model 1'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.2.Kare Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 2)

4.1.2.1.Model 2'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 21,91 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 3,05 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-46).



(a) **(b)**

Şekil 4-46: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 4,65 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,80 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-47).



(a) **(b)**

Şekil 4-47: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -25,84 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,45 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-48).



(a) **(b)**

Şekil 4-48: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 3 415 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 2 079 olarak bulunmuştur (Şekil 4-49).

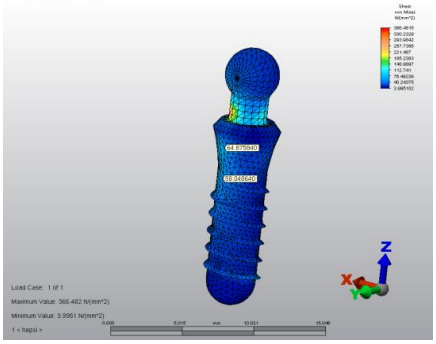


(a) **(b)**

Şekil 4-49: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

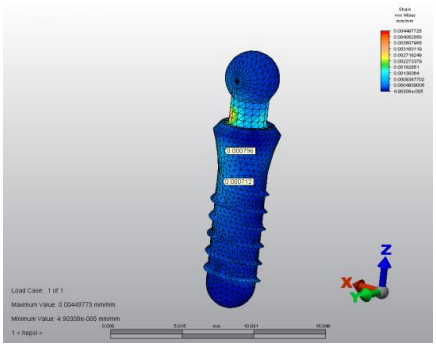
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 64,88 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 58,05 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-50).



Şekil 4-50: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

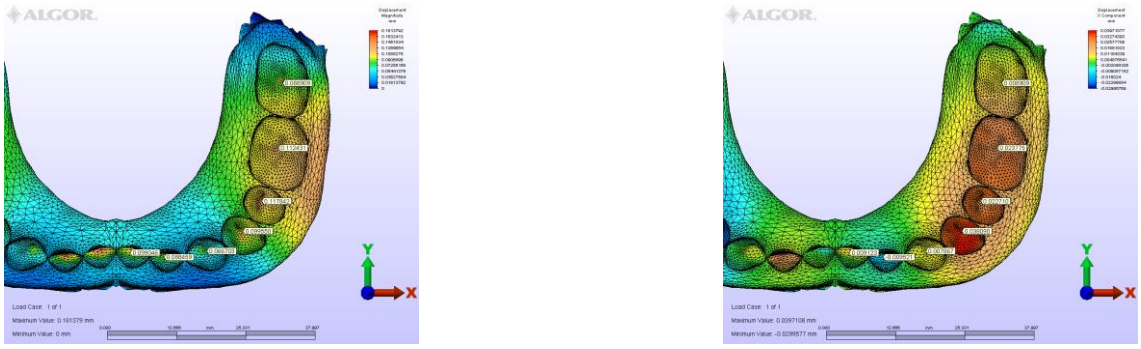
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 796, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 712 olarak bulunmuştur (Şekil 4-51).



Şekil 4-51: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

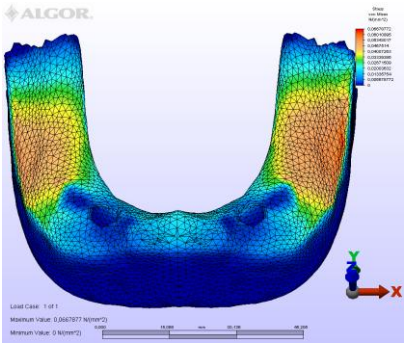
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgesinde 0,117842 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-52).



(a) **(b)**

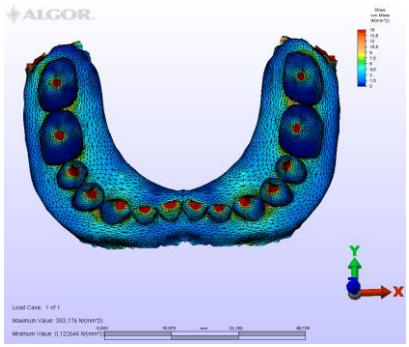
Şekil 4-52: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-53).

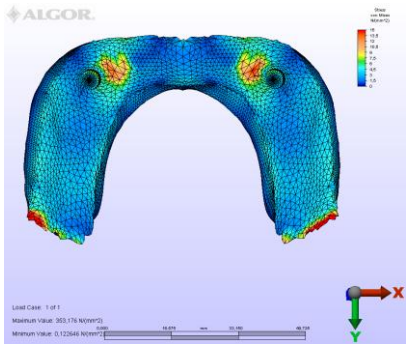


Şekil 4-53: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezialinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-54).



(a)



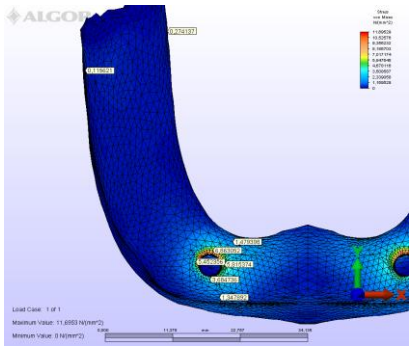
(b)

Şekil 4-54: Model 2'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

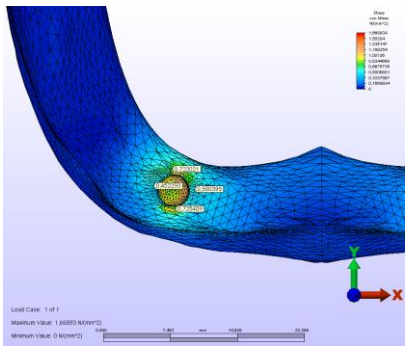
4.1.2.2.Model 2'de Sağ Ve Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 6,86 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,73 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-55).



(a)

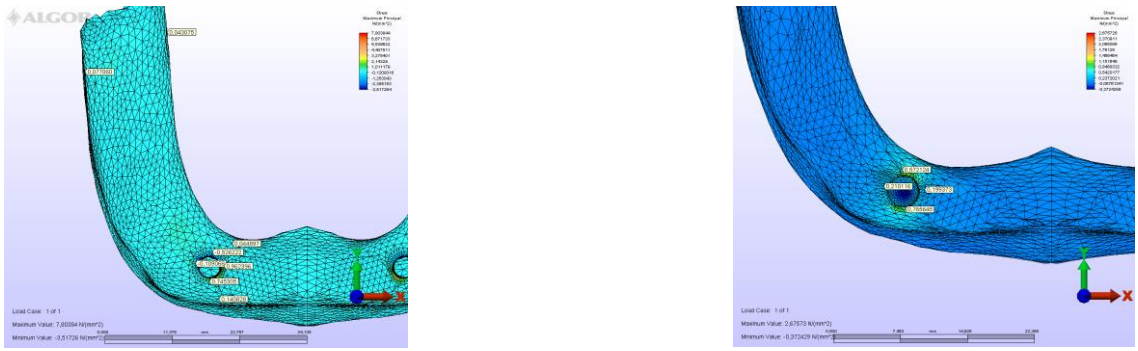


(b)

Şekil 4-55: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 0,96 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,77 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-56).



(a) **(b)**

Şekil 4-56: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,00 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -0,35 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-57).



(a) **(b)**

Şekil 4-57: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 688, değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 651 olarak bulunmuştur (Şekil 4-58).

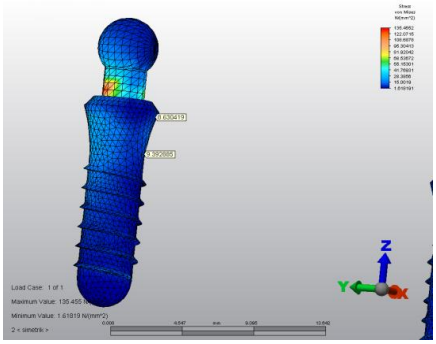


(a) **(b)**

Şekil 4-58: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

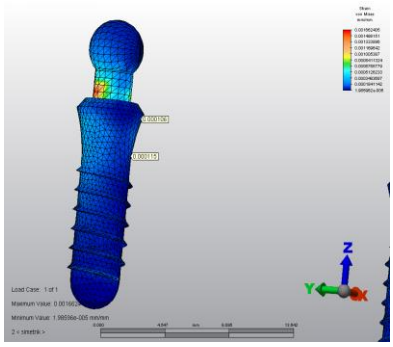
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 9,39 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 8,63 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-59).



Şekil 4-59: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

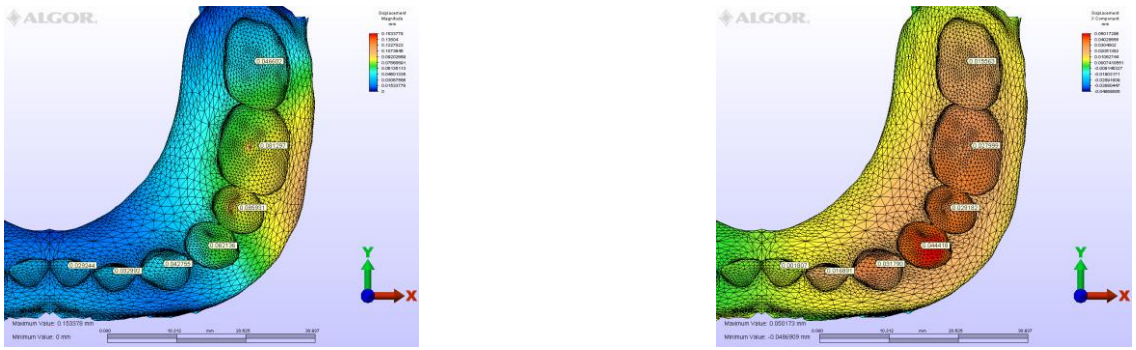
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 115, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 106 olarak bulunmuştur (Şekil 4-60).



Şekil 4-60: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

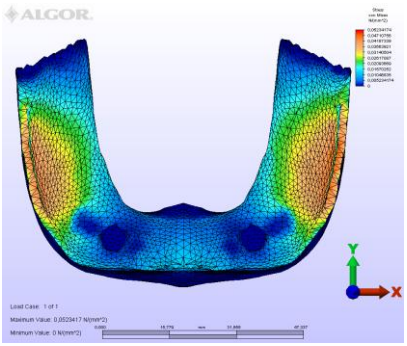
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,085931 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-61).



(a) **(b)**

Şekil 4-61: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-62).



Şekil 4-62: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucularının mezialinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-63).



(a) **(b)**

Şekil 4-63: Model 2'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.2.3.Model 2'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

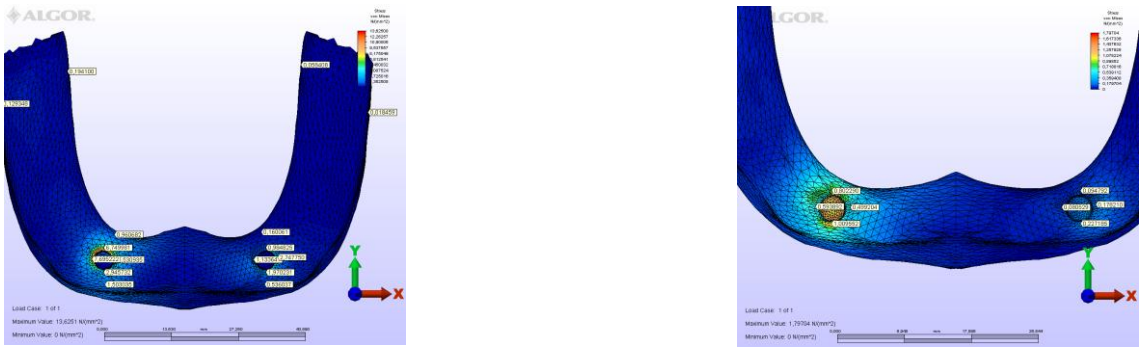
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,70 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,01 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 2,75 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,23 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-64).



(a) **(b)**

Şekil 4-64: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

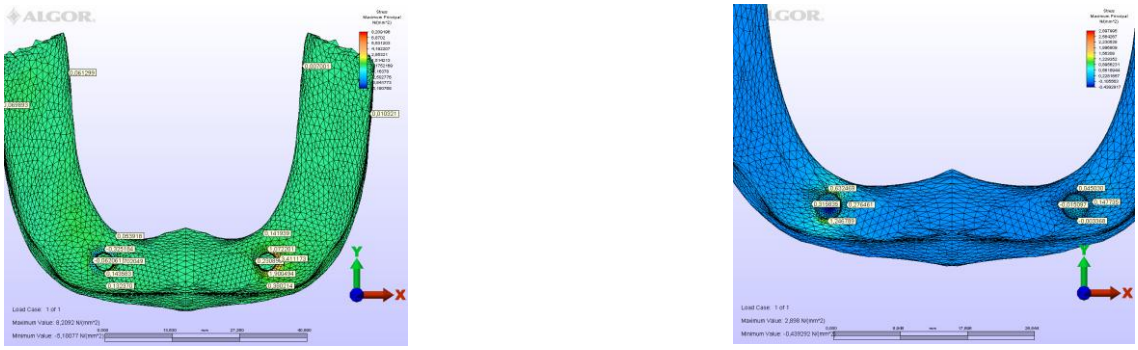
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 1,26 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,70 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 3,41 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,15 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-65).



(a) **(b)**

Şekil 4-65: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

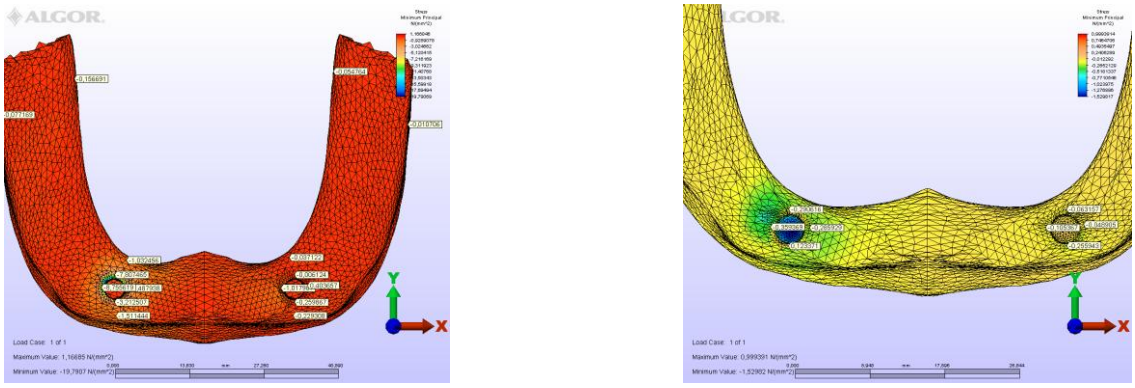
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -8,76 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,36 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -1,02 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-66).



(a) **(b)**

Şekil 4-66: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular
Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 958 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 730 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 261 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 216 olarak bulunmuştur (Şekil 4-67).



(a) **(b)**

Şekil 4-67: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

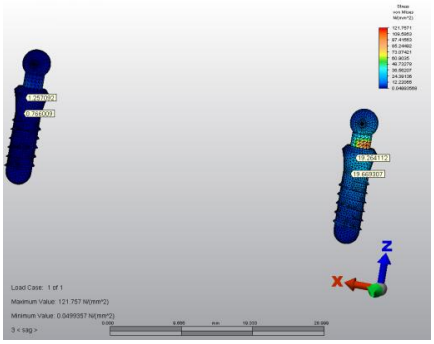
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 19,66 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 19,26 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1,26 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 0,77 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-68).



Şekil 4-68: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

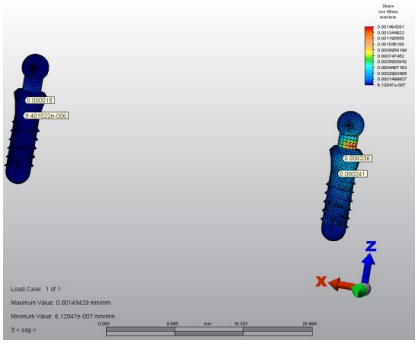
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 241, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 236 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 15, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 9 olarak bulunmuştur (Şekil 4-69).



Şekil 4-69: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

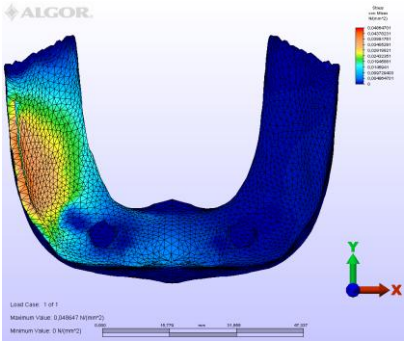
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,084635 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sol tarafta pozitif, sağ tarafta negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-70).



(a) **(b)**

Şekil 4-70: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-71).



Şekil 4-71: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun mezialinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-72).



(a) **(b)**

Şekil 4-72: Model 2'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.2.4.Model 2'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,40 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,24 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,58 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,05 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-73).



(a) **(b)**

Şekil 4-73: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

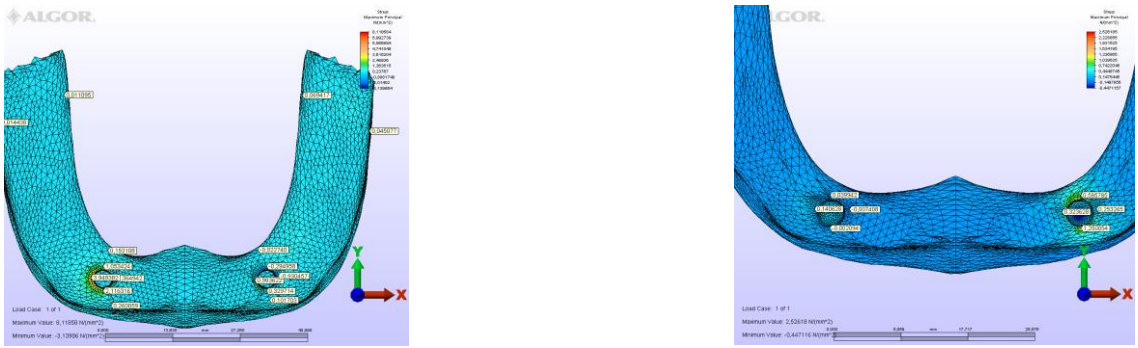
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 3,95 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,14 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 1,25 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,98 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-74).



(a) **(b)**

Şekil 4-74: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,19 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,27 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -10,41 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,49 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-75).



(a) **(b)**

Şekil 4-75: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 322 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 231 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 1 000 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 814 olarak bulunmuştur (Şekil 4-76).



(a) **(b)**

Şekil 4-76: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

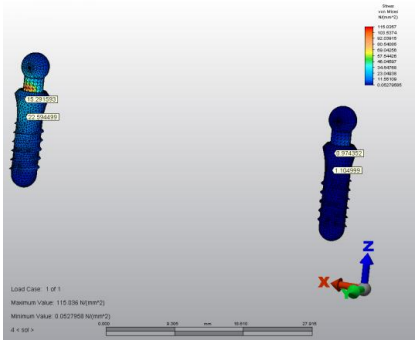
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1,10 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 0,97 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 22,59 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 15,29 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-77).



Şekil 4-77: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

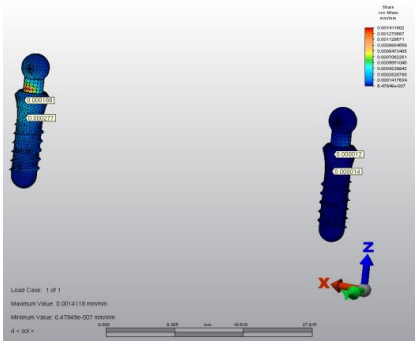
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 14, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 12 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 277, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 188 olarak bulunmuştur (Şekil 4-78).



Şekil 4-78: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

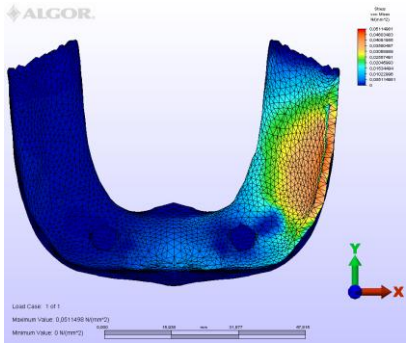
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,085828 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sağ 1,2,3 numaralı dişler bölgesinde negatif diğer dişler bölgesinde ise pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-79).



(a) **(b)**

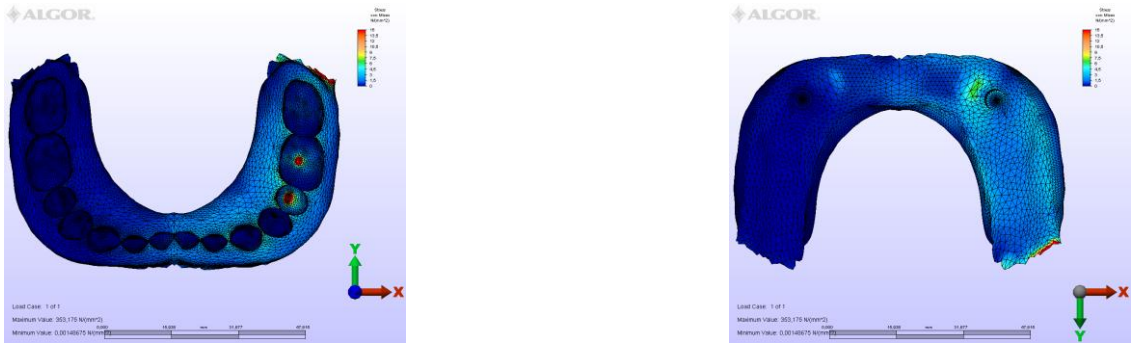
Şekil 4-79: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-80).



Şekil 4-80: Model 2'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-81).



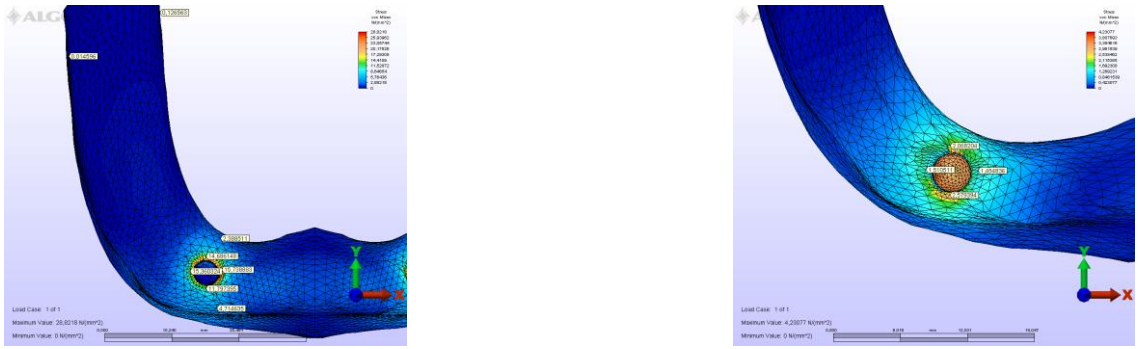
(a) **(b)**

Şekil 4-81: Model 1'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.2.5.Model 2'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 15,74 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,57 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-82).

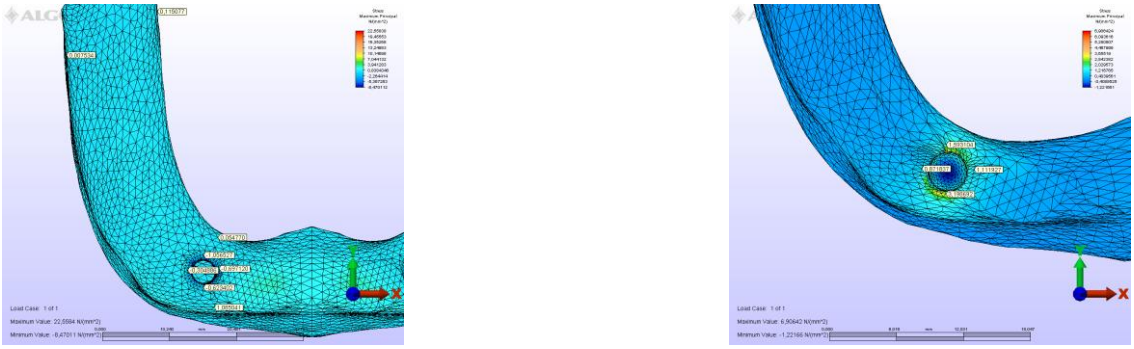


(a) **(b)**

Şekil 4-82: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri alveol kretinin ön bölgesinde 3,19 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,08 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-83).

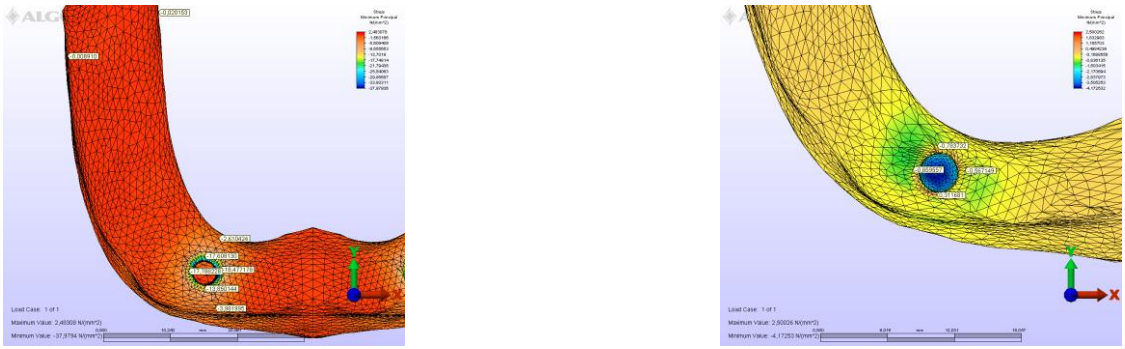


(a) **(b)**

Şekil 4-83: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -18,48 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,86 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-84).

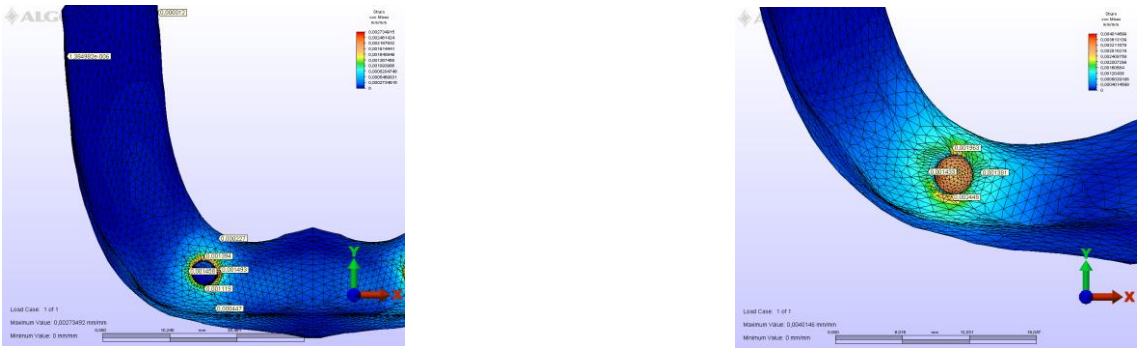


(a) **(b)**

Şekil 4-84: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 2 448 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 493 olarak bulunmuştur (Şekil 4-85).

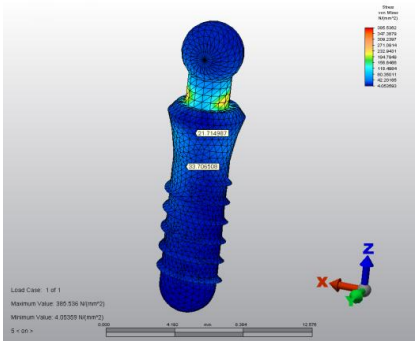


(a) **(b)**

Şekil 4-85: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

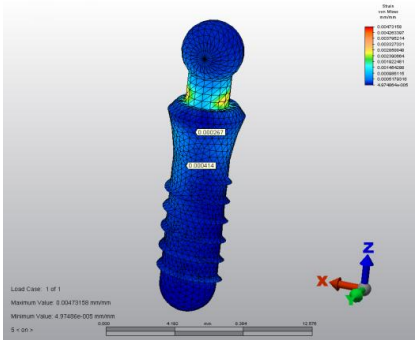
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 33,70 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 21,71 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-86).



Şekil 4-86: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

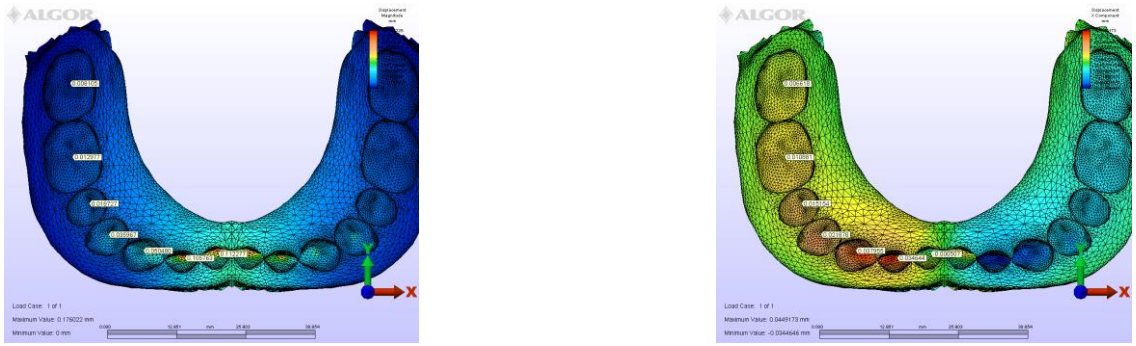
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 414, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 267 olarak bulunmuştur (Şekil 4-87).



Şekil 4-87: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

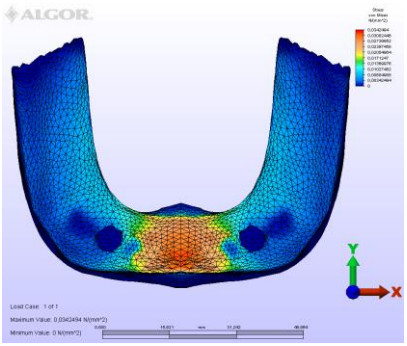
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,112277 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde 1 numaralı dişler bölgesinde negatif diğer dişler bölgesinde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-88).



(a) **(b)**

Şekil 4-88: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki alveol kreti tepesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-89).



Şekil 4-89: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezialinde ve protezin lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-90).



(a) **(b)**

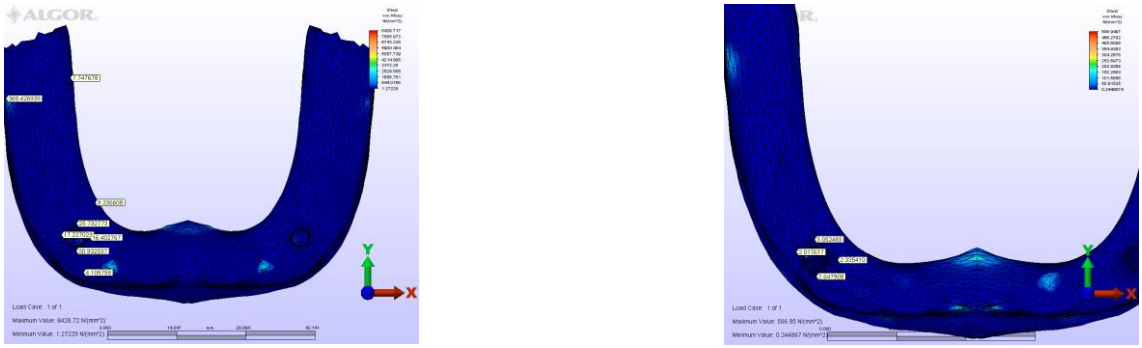
Şekil 4-90: Model 2'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.3.Kare Alt Çene Kemiğinde 1. Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 3)

4.1.3.1.Model 3'te Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 368,43 MPa olarak yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 3,82 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-91).

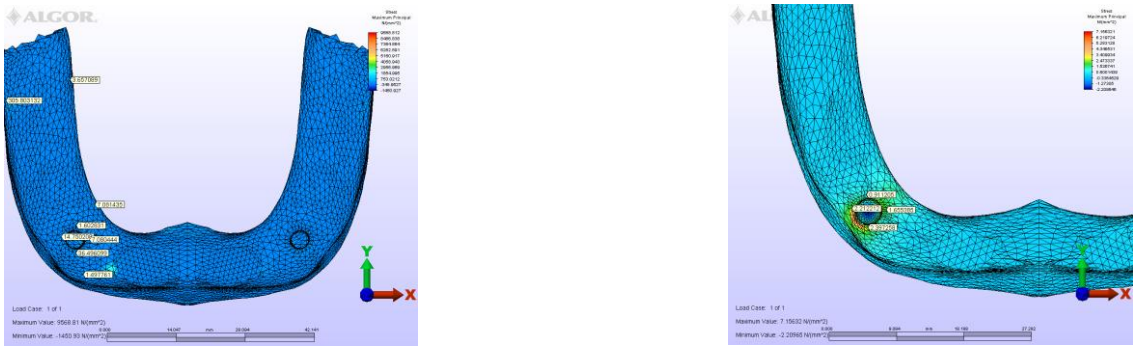


(a) **(b)**

Şekil 4-91: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde 305,80 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 4,40 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-92).



(a) **(b)**

Şekil 4-92: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde -105,21 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -1,83 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-93).



(a) **(b)**

Şekil 4-93: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 34 960 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 2 422 olarak bulunmuştur (Şekil 4-94).

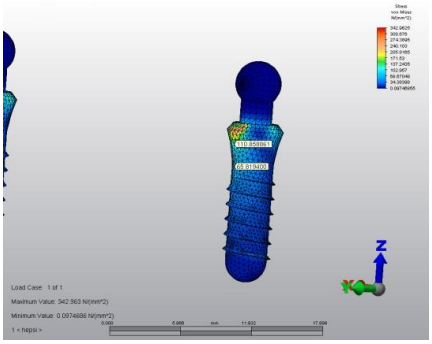


(a) **(b)**

Şekil 4-94: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

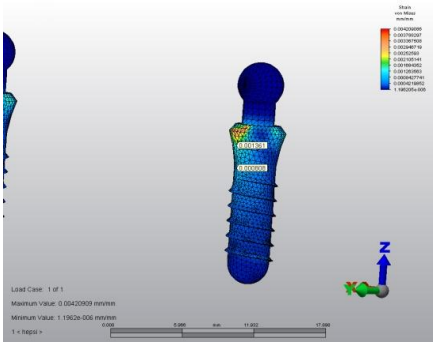
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 110,86 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 65,82 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-95).



Şekil 4-95: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

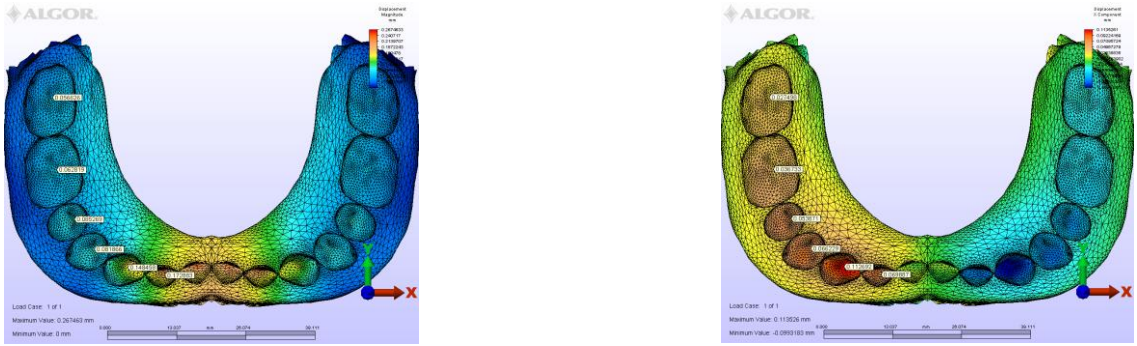
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1 361, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 808 olarak bulunmuştur (Şekil 4-96).



Şekil 4-96: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

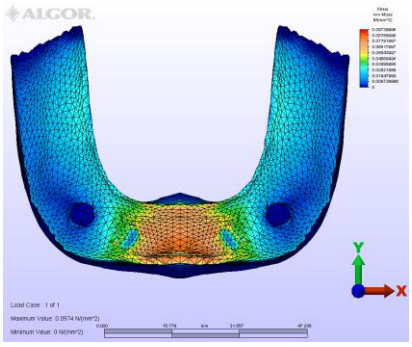
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgesinde 0,085269 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-97).



(a) **(b)**

Şekil 4-97: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki alveol kretinin tepesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-98).



Şekil 4-98: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların bukkal, mezial ve lingualleri ile protezin bukkal ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-99).



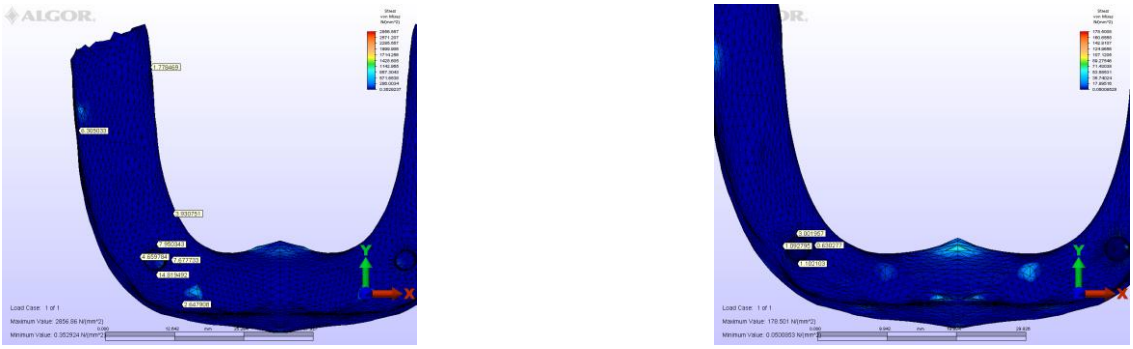
(a) **(b)**

Şekil 4-99: Model 3'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.3.2.Model 3'te SağVe Sol Çift Taraflı 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 14,82 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 3,00 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-100).



(a) **(b)**

Şekil 4-100: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 17,26 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 2,22 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-101).



(a) **(b)**

Şekil 4-101: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,45 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -1,30 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-102).

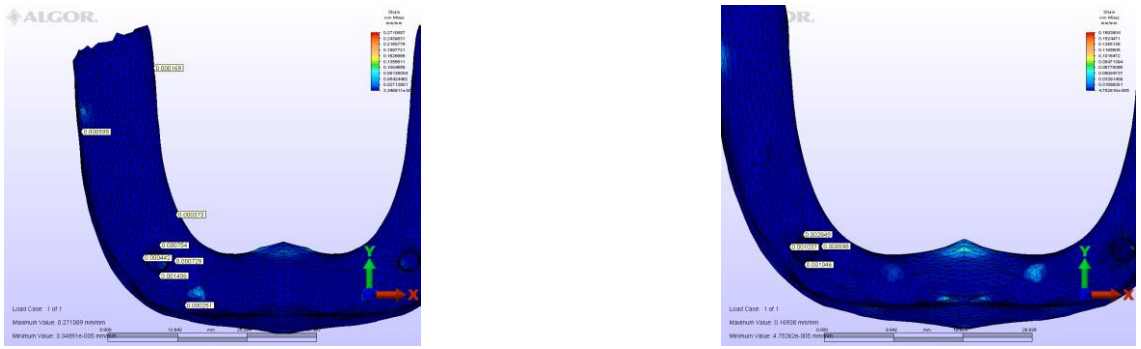


(a) **(b)**

Şekil 4-102: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 2 849 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 1 406 olarak bulunmuştur (Şekil 4-103).

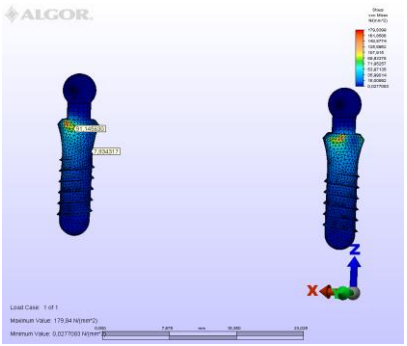


(a) **(b)**

Şekil 4-103: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

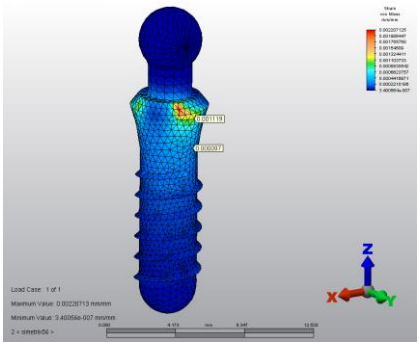
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 91,15 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 7,93 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-104).



Şekil 4-104: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

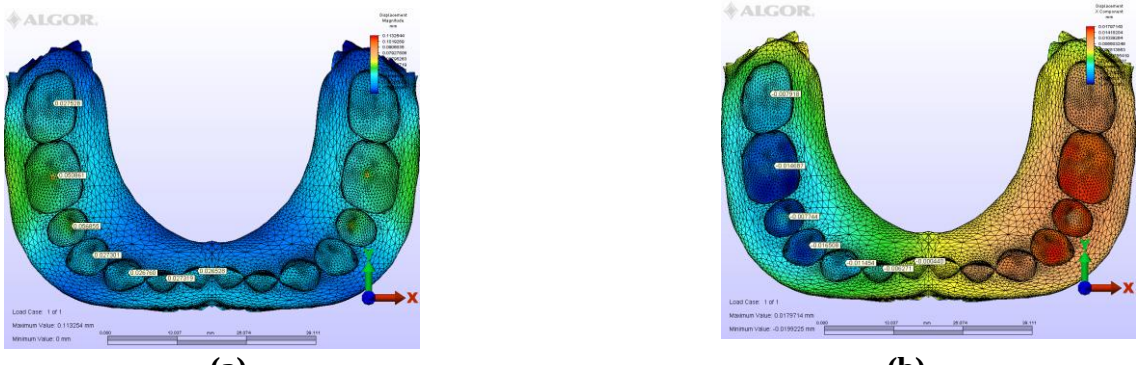
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1 119, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 97 olarak bulunmuştur (Şekil 4-105).



Şekil 4-105: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

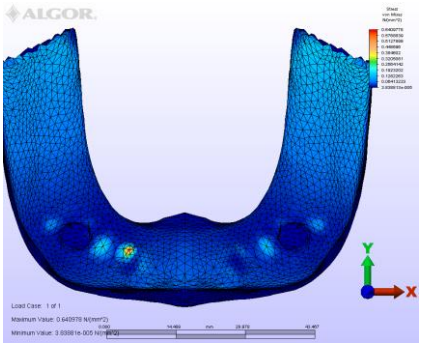
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgesinde 0,056855 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-106).



(a) **(b)**

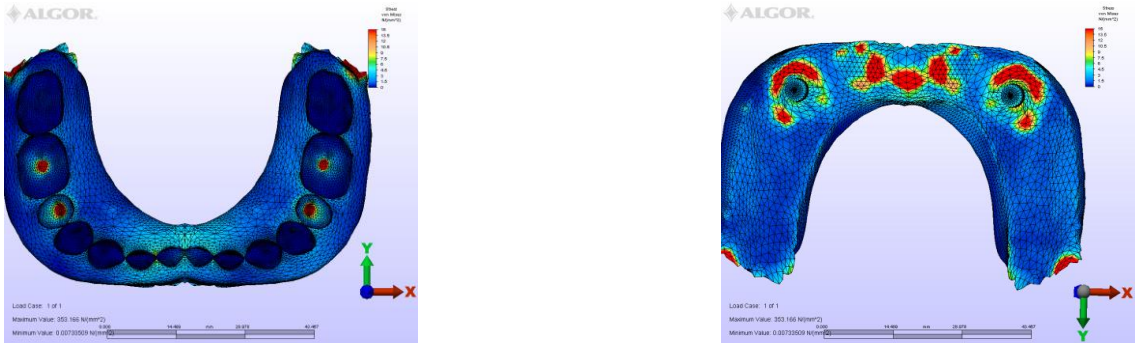
Şekil 4-106: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-107).



Şekil 4-107: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların etrafında ve yine tutucular arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-108).



(a) **(b)**

Şekil 4-108: Model 3'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.3.3.Model 3'te Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

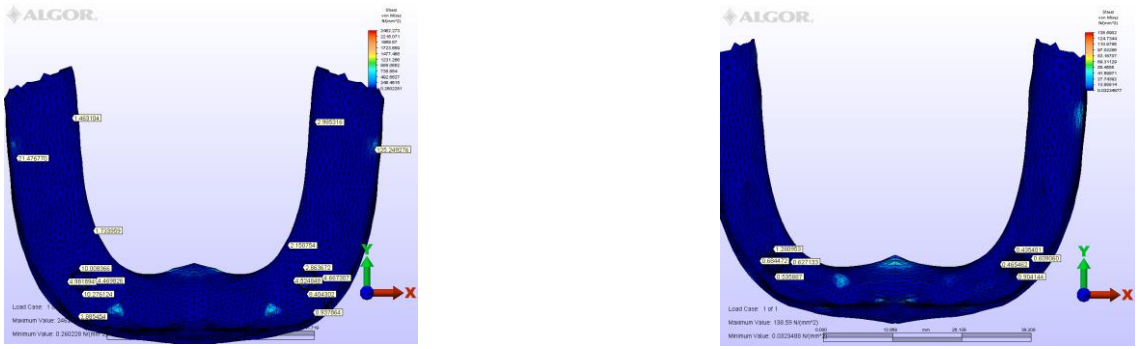
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 21,48 MPa olarak yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,28 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 125,25 MPa olarak yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,90 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-109).



(a) **(b)**

Şekil 4-109: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde 14,83 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,63 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde 42,58 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların mezial boyun bölgesinde 2,40 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-110).



(a) **(b)**

Şekil 4-110: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

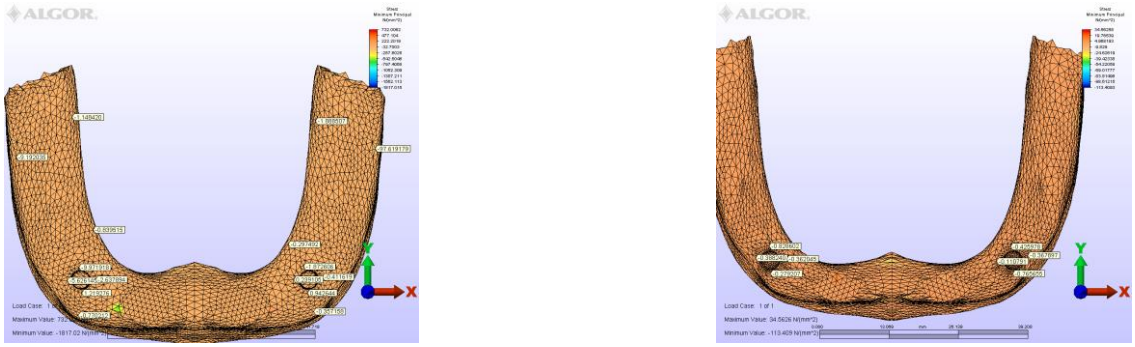
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -25,97 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,83 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde -97,62 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,77 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-111).



(a) **(b)**

Şekil 4-111: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

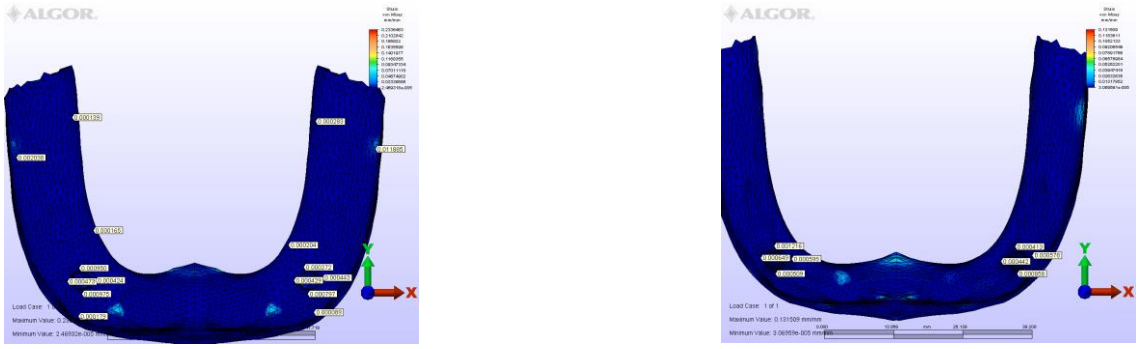
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 2 038 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 1 216 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 11 885 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 3 858 olarak bulunmuştur (Şekil 4-112).



(a) **(b)**

Şekil 4-112: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

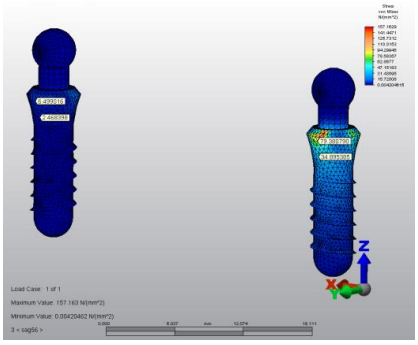
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 79,38 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 34,90 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 6,50 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,47 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-113).



Şekil 4-113: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

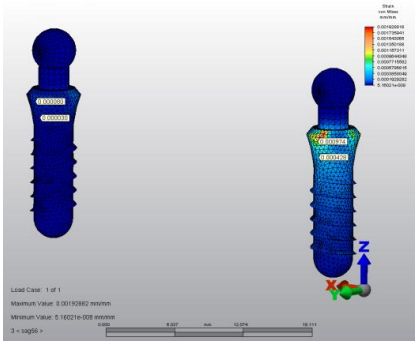
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 974, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 428 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

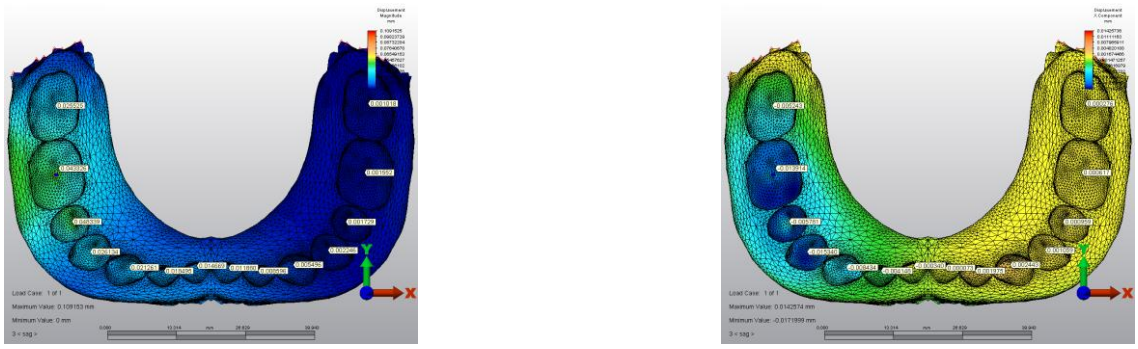
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 80, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 30 olarak bulunmuştur (Şekil 4-114).



Şekil 4-114: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

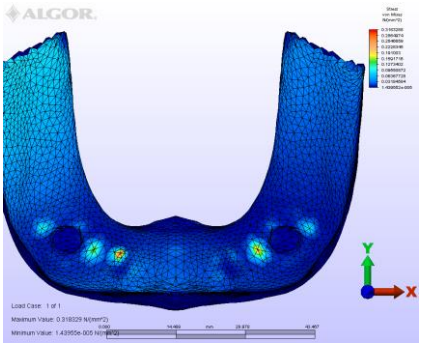
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,048339 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sağ tarafta negatif sol tarafta pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-115).



(a) **(b)**

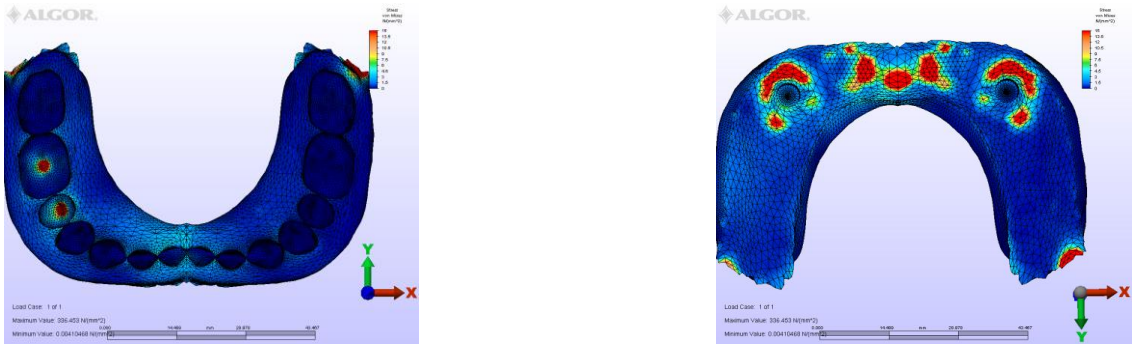
Şekil 4-115: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların mezial ve distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-116).



Şekil 4-116: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların bukkal ve distali ile tutucular arasındaki alanda biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-117).



(a) **(b)**

Şekil 4-117: Model 3'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.3.4.Model 3'te Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

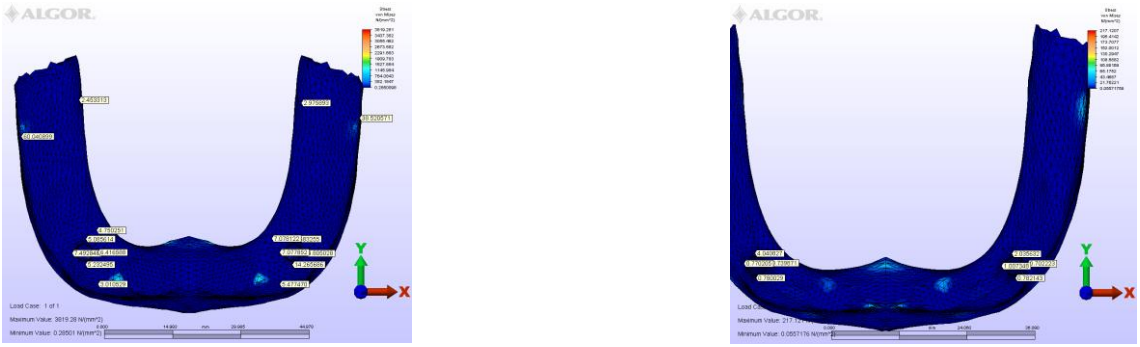
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 100,04 MPa olarak yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,04 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 38,52 MPa olarak yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,04 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-118).



(a) **(b)**

Şekil 4-118: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde 40,12 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 3,14 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 16,77 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 1,48 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-119).



(a) **(b)**

Şekil 4-119: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde -86,63 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -1,38 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde -28,57 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,79 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-120).



(a) **(b)**

Şekil 4-120: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 10 697 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 3 834 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 3 655 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 1 932 olarak bulunmuştur (Şekil 4-121).



(a) **(b)**

Şekil 4-121: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

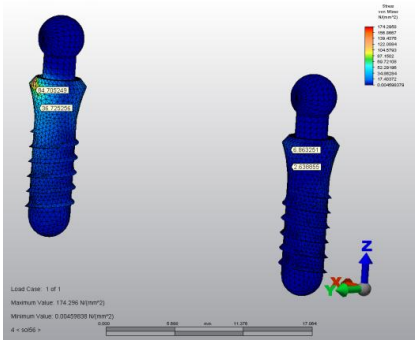
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 6,86 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,64 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 84,71 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 36,73 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-122).



Şekil 4-122: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

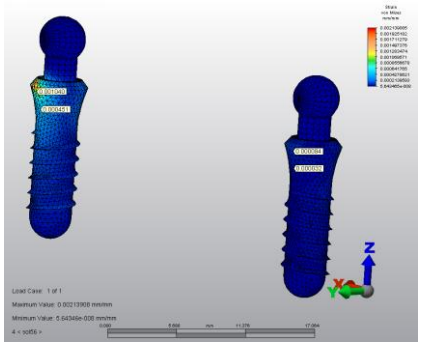
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 84, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 32 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1 040, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 451 olarak bulunmuştur (Şekil 4-123).



Şekil 4-123: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

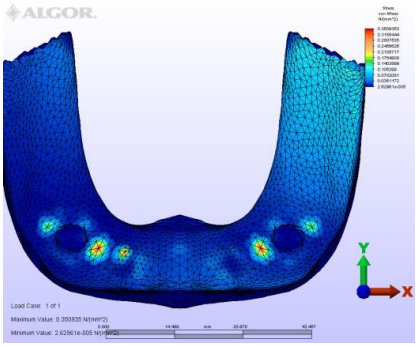
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,043362 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sağ tarafta negatif, sol tarafta pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-124).



(a) **(b)**

Şekil 4-124: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların mezial ve distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-125).



Şekil 4-125: Model 13'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların çevresinde ve tutucular arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-126).



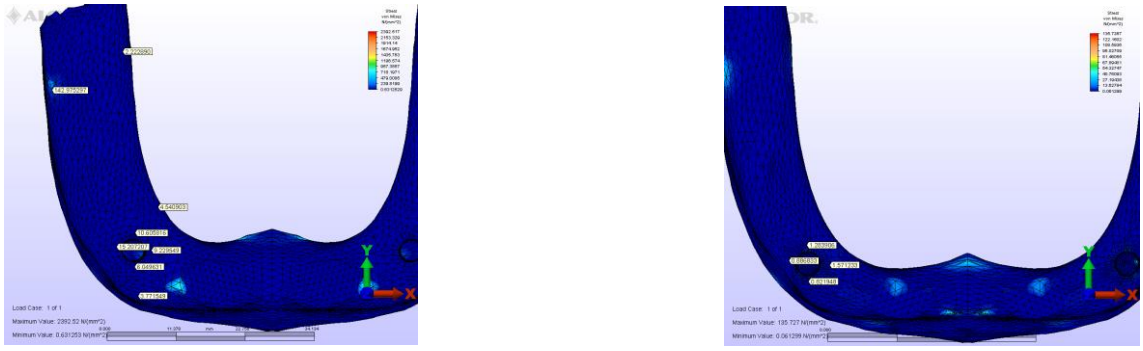
(a) **(b)**

Şekil 4-126: Model 3'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.1.3.5.Model 3'te Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 142,98 MPa olarak implantların distal boyun yanak cebi bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 2,58 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-127).



(a) **(b)**

Şekil 4-127: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde 68,76 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların mezial boyun bölgesinde 0,79 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-128).

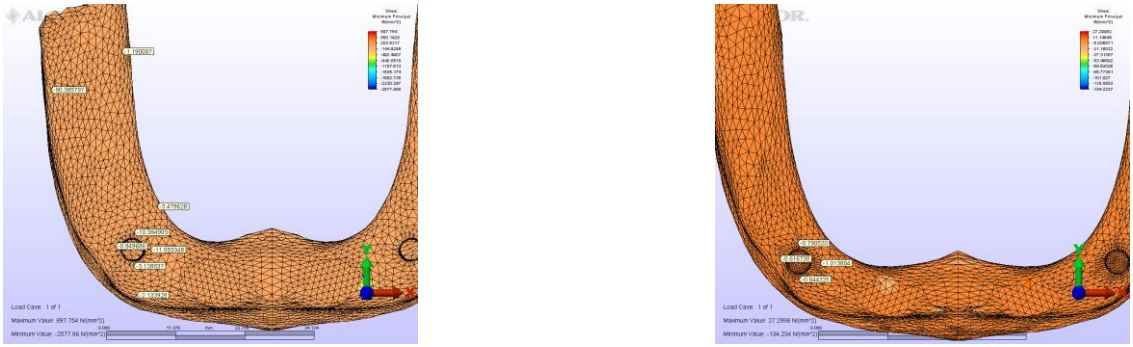


(a) **(b)**

Şekil 4-128: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri yanak cebi bölgesinde -90,39 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -1,01 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-129).

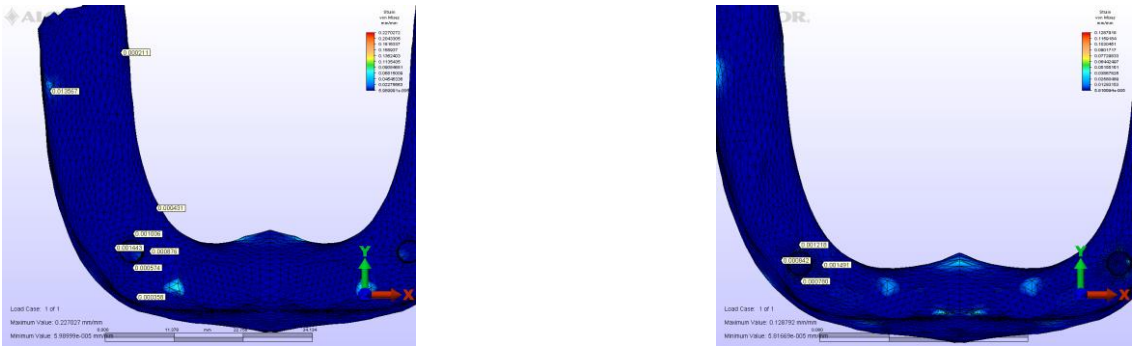


(a) **(b)**

Şekil 4-129: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri yanak cebi bölgesinde 13 567 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 1 491 olarak bulunmuştur (Şekil 4-130).

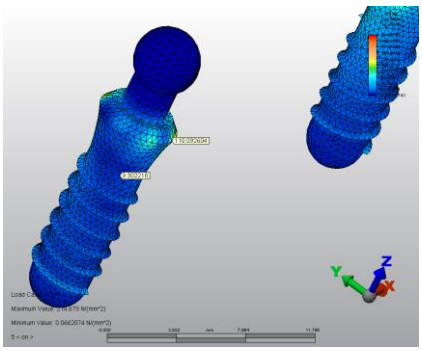


(a) **(b)**

Şekil 4-130: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığındaelde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

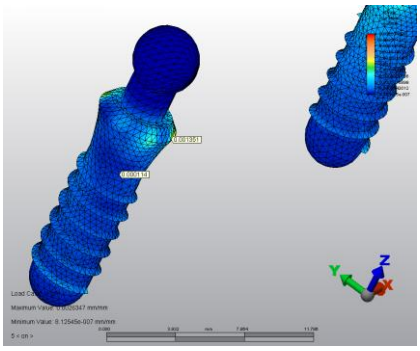
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 110,09 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 9,30 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-131).



Şekil 4-131: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1 351, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 414 olarak bulunmuştur (Şekil 4-132).



Şekil 4-132: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

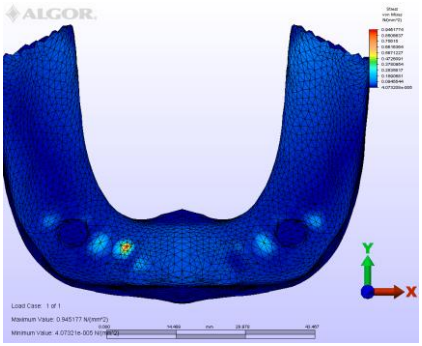
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,208889 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-133).



(a) **(b)**

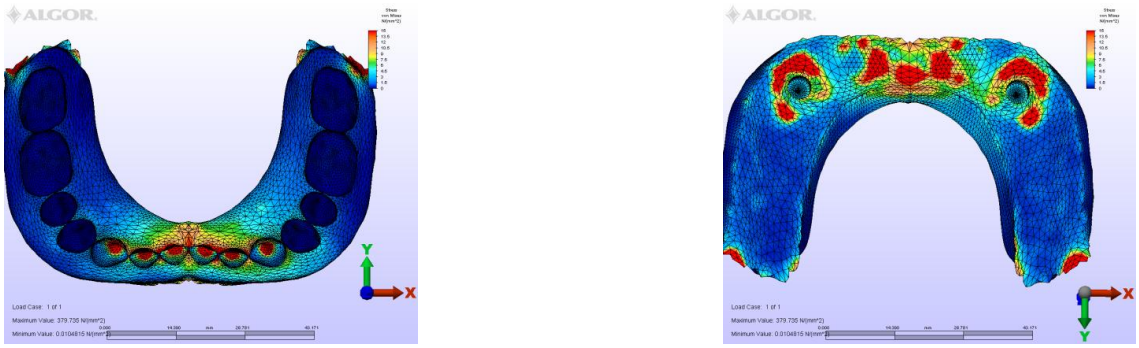
Şekil 4-133: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların mezialinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-134).



Şekil 4-134: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların çevresinde ve tutucular arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-135).



(a) **(b)**

Şekil 4-135: Model 3'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

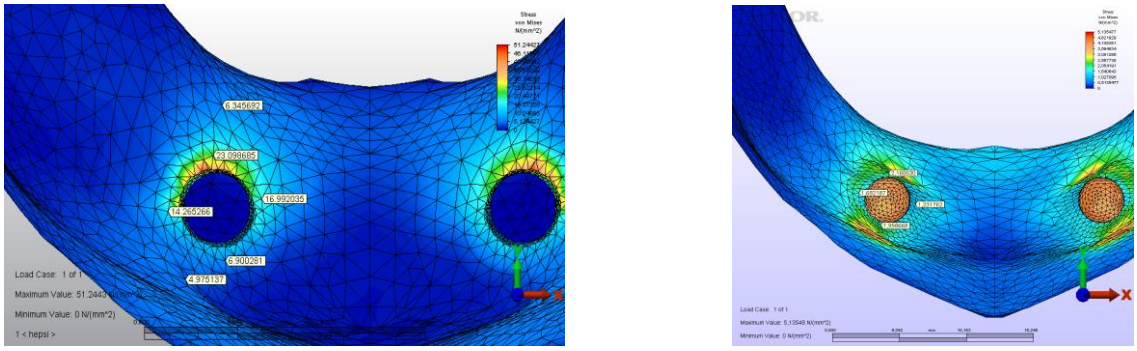
4.2.Üçgen Modele Ait Bulgular

4.2.1.Üçgen Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 4)

4.2.1.1.Model 4'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 23,10 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,16 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-136).

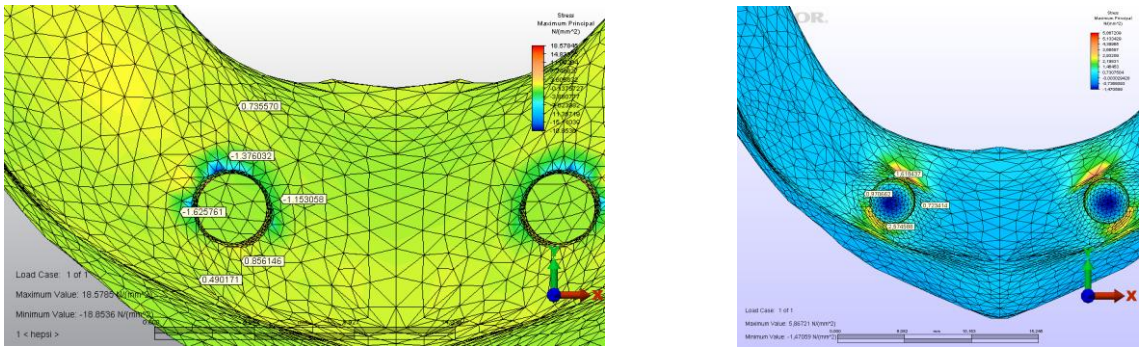


(a) **(b)**

Şekil 4-136: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,57 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,62 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-137).

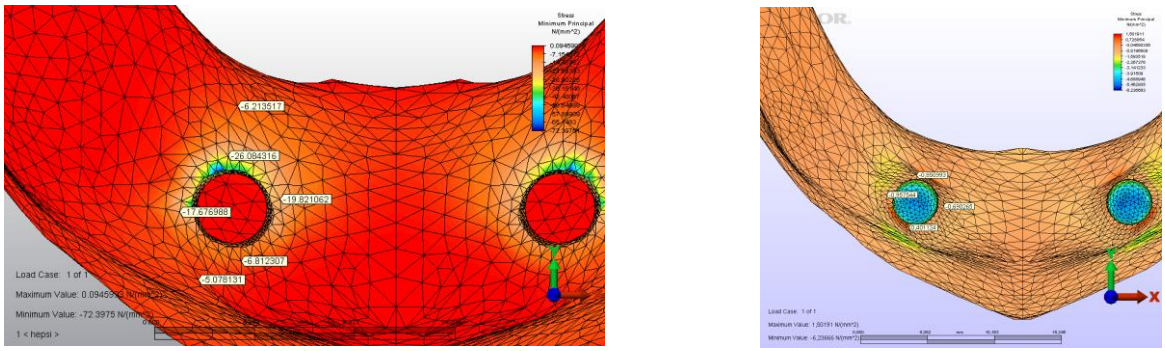


(a) **(b)**

Şekil 4-137: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -26,08 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-138).

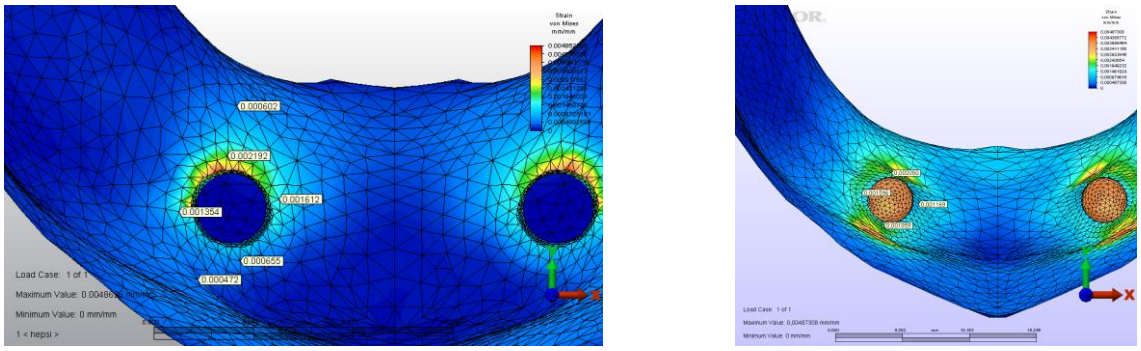


(a) **(b)**

Şekil 4-138: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 2 192 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 2 050 olarak bulunmuştur (Şekil 4-139).

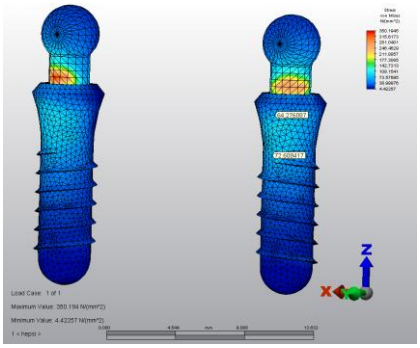


(a) **(b)**

Şekil 4-139: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

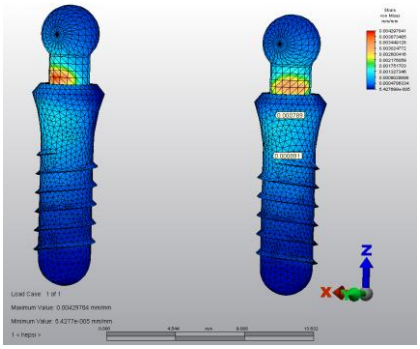
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 72,60 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 65,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-140).



Şekil 4-140: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

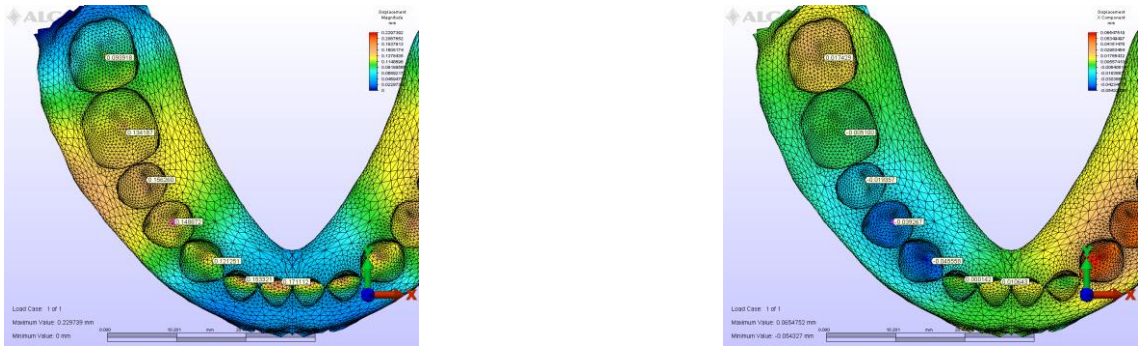
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 891, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 789 olarak bulunmuştur (Şekil 4-141).



Şekil 4-141: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

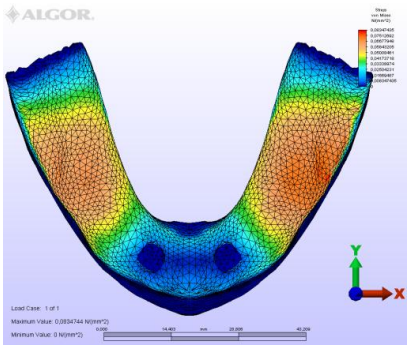
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı diş bölgesinde 0,171112 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde 1,2,7 numaralı dişler bölgesinde pozitif, diğer dişlerde ise negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-142).



(a) **(b)**

Şekil 4-142: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-143).



Şekil 4-143: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distal ve linguali ile yanak cebi ve mylohyoid bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-144).



(a) **(b)**

Şekil 4-144: Model 4'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.1.2.Model 4'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,06 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,70 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-145).



(a) **(b)**

Şekil 4-145: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 3,63 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,55 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-146).



(a) **(b)**

Şekil 4-146: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,90 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -0,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-147).

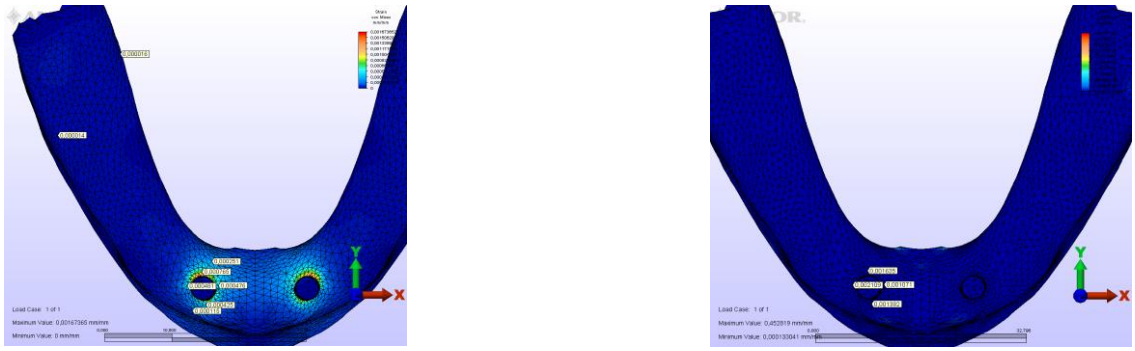


(a) **(b)**

Şekil 4-147: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 2 109 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 765 olarak bulunmuştur (Şekil 4-148).

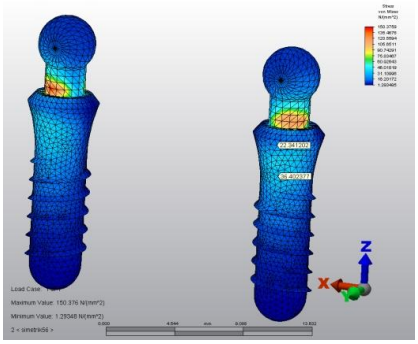


(a) **(b)**

Şekil 4-148: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

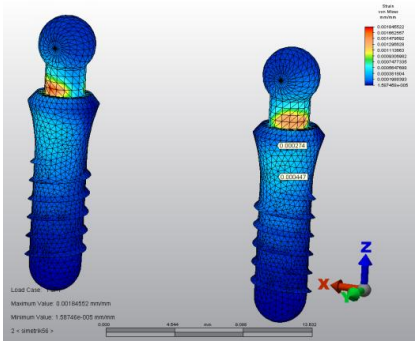
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 36,40 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 22,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-149).



Şekil 4-149: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

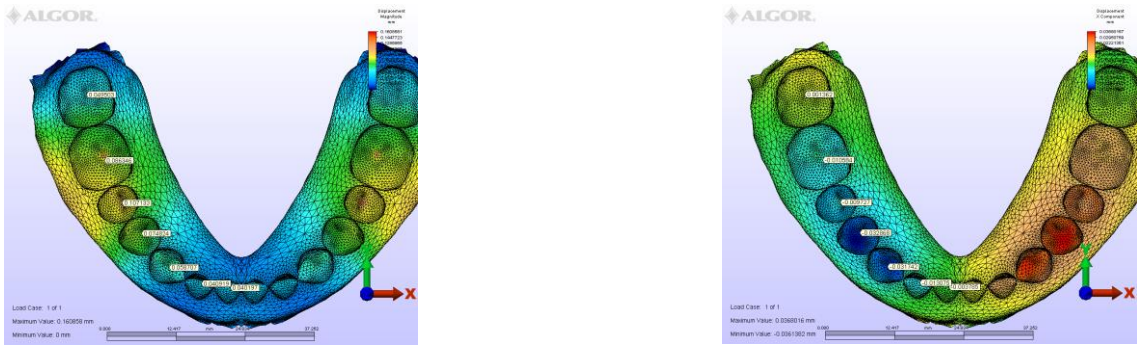
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 447, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 274 olarak bulunmuştur (Şekil 4-150).



Şekil 4-150: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

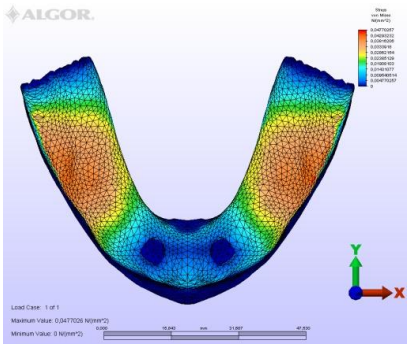
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı diş bölgelerinde 0,107133 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-151).



(a) **(b)**

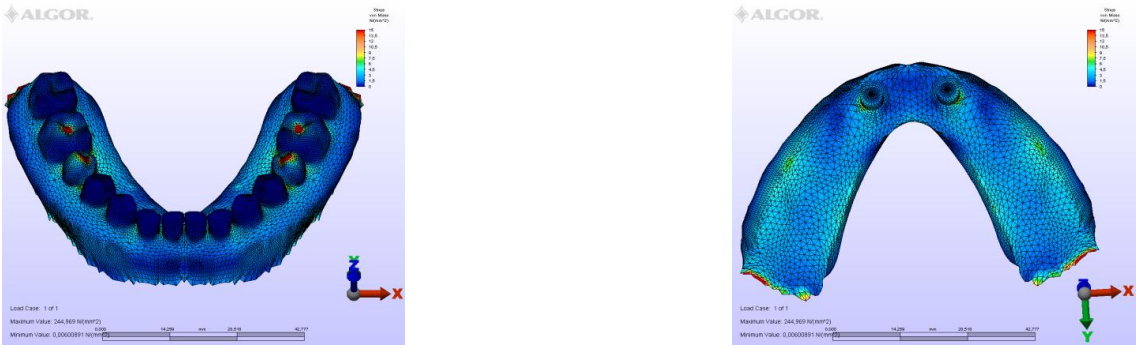
Şekil 4-151: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-152).



Şekil 4-152: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucunun distalinde ve yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-153).



(a) **(b)**

Şekil 4-153: Model 4'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.1.3.Model 4'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,82 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,72 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 4,55 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,30 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-154).



(a) **(b)**

Şekil 4-154: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

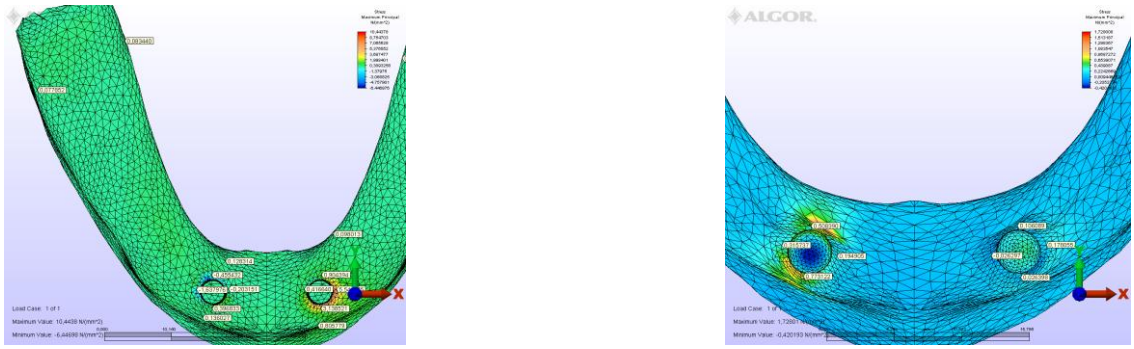
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,64 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,77 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 5,55 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,18 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-155).



(a) **(b)**

Şekil 4-155: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -11,30 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,39 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,54 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,24MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-156).



(a) **(b)**

Şekil 4-156: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

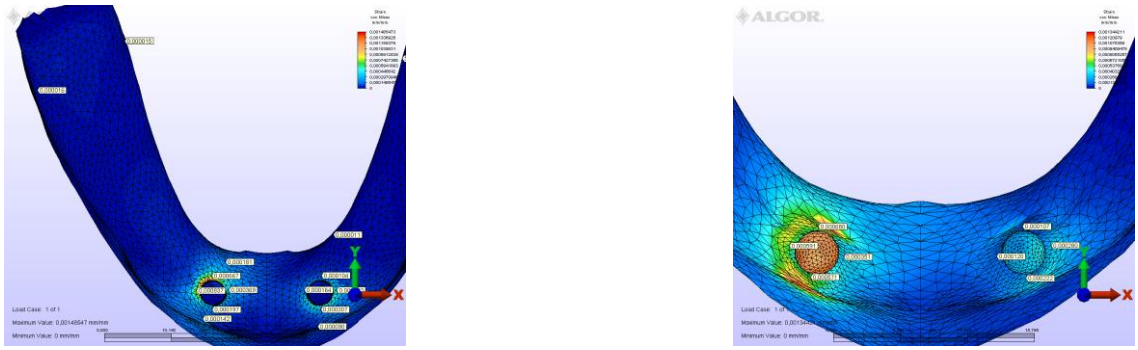
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 837 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 680 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 432 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 280 olarak bulunmuştur (Şekil 4-157).



(a) **(b)**

Şekil 4-157: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

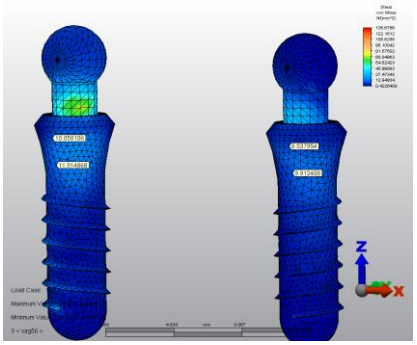
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 31,91 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 20,05 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 9,91 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 8,53 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-158).



Şekil 4-158: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

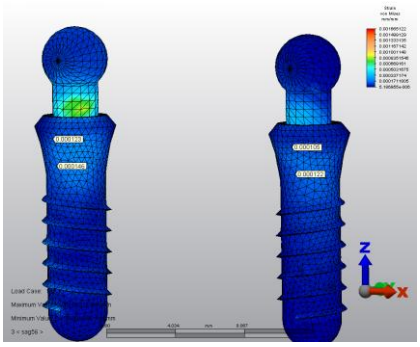
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 346, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 223 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

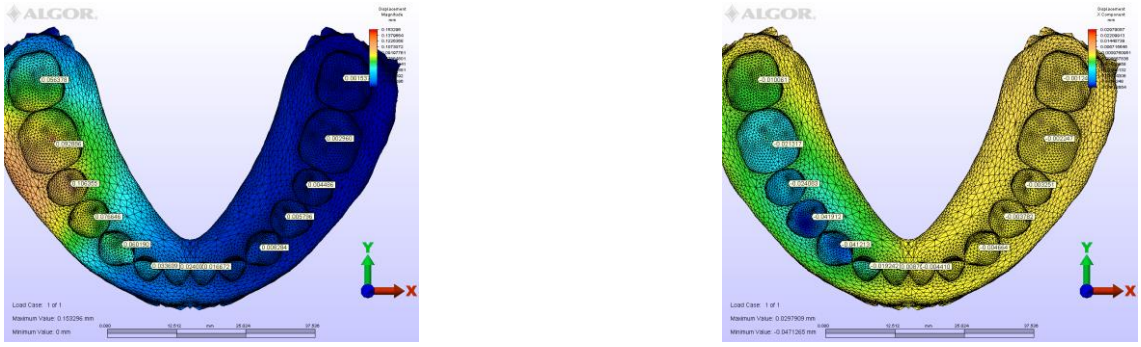
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 122, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 105 olarak bulunmuştur (Şekil 4-159).



Şekil 4-159: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

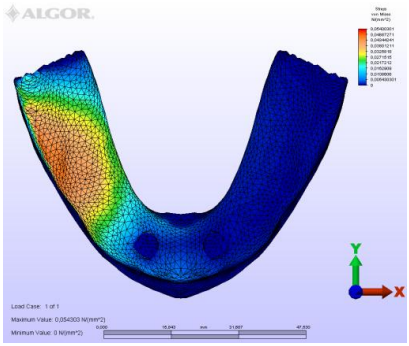
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,106355 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-160).



(a) **(b)**

Şekil 4-160: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-161).



Şekil 4-161: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde ve sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-162).



(a) (b)

Şekil 4-162: Model 4'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.1.4.Model 4'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

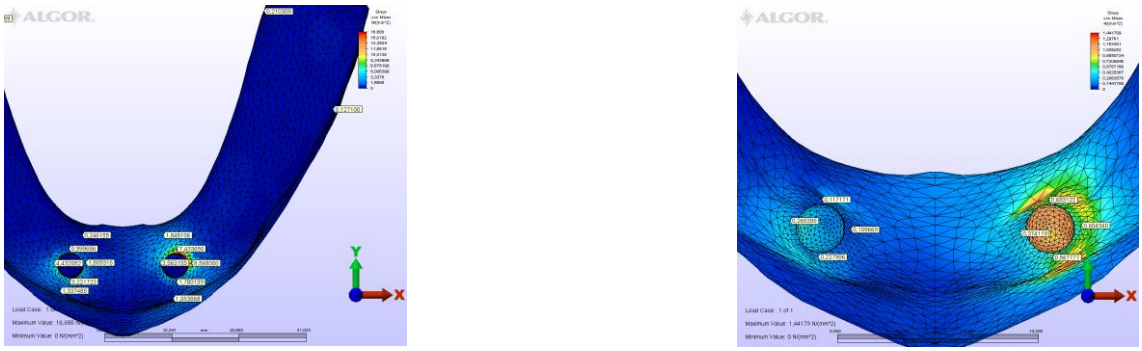
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 4,43 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,27 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,57 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,68 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-163).



(a) **(b)**

Şekil 4-163: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

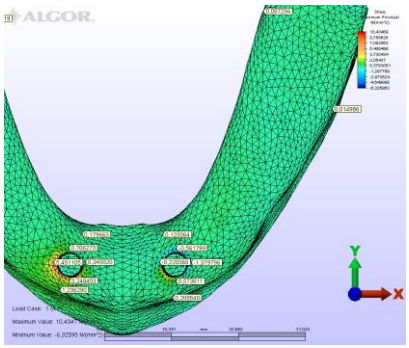
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

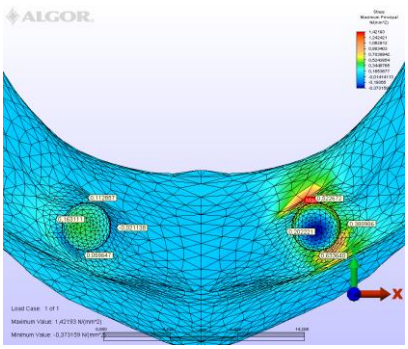
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 5,45 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,16 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,38 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,63 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-164).



(a)



(b)

Şekil 4-164: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

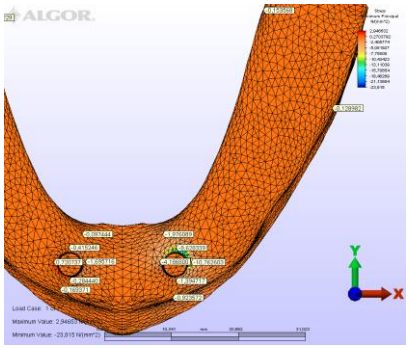
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

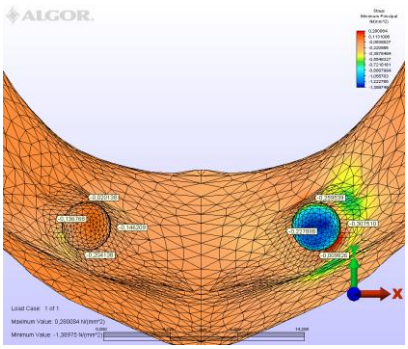
Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,70 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,20 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -10,76 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,31 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-165).



(a)



(b)

Şekil 4-165: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 421 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 252 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 813 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 648 olarak bulunmuştur (Şekil 4-166).



(a) **(b)**

Şekil 4-166: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

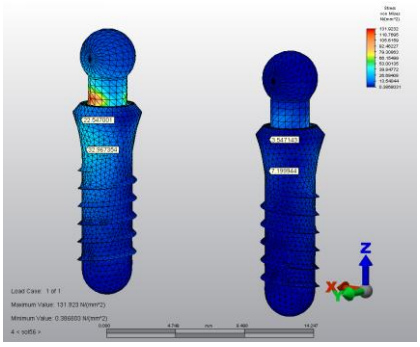
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 7,19 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 3,54 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 32,96 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 22,54 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-167).



Şekil 4-167: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

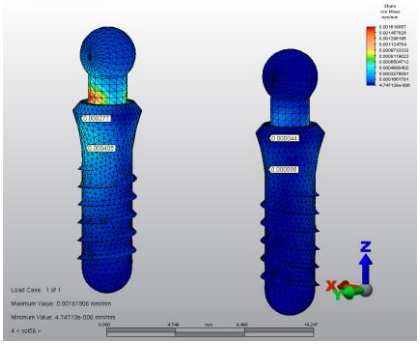
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 94, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 88 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

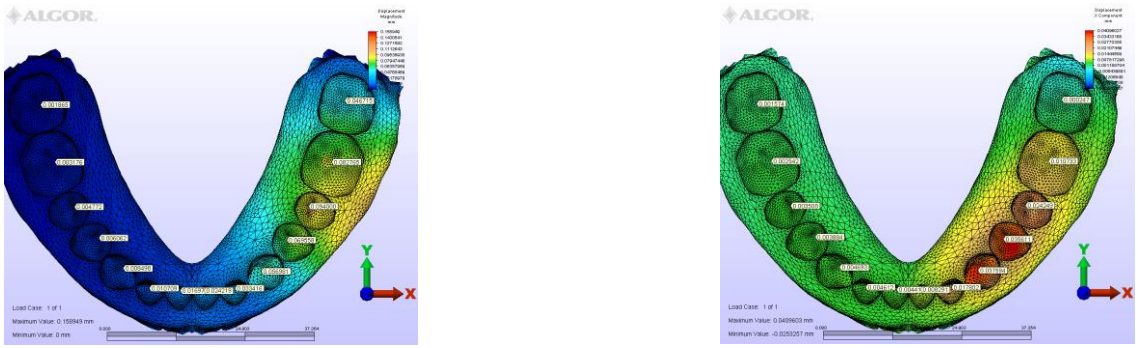
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 405, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 277 olarak bulunmuştur (Şekil 4-168).



Şekil 4-168: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

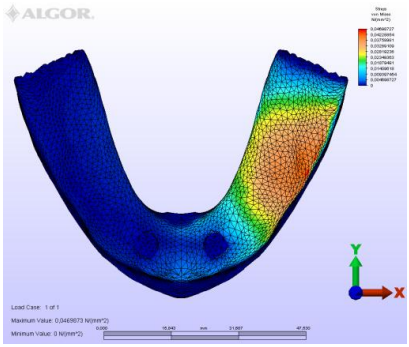
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,094000 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-169).



(a) **(b)**

Şekil 4-169: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-170).



Şekil 4-170: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde ve sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-171).



(a) **(b)**

Şekil 4-171: Model 4'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.1.5.Model 4'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 12,25 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,24 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-172).



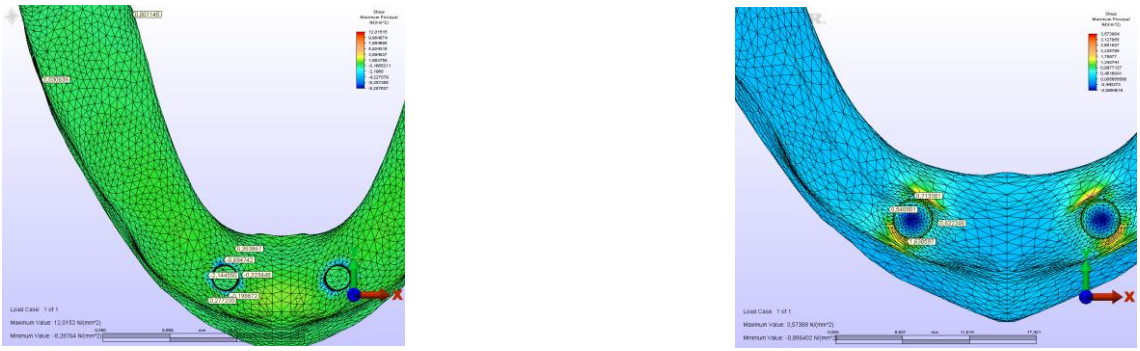
(a) **(b)**

Şekil 4-172: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,14 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,64 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-173).



(a) **(b)**

Şekil 4-173: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -15,61 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,76 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-174).



(a) **(b)**

Şekil 4-174: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 1 178 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 163 olarak bulunmuştur (Şekil 4-175).

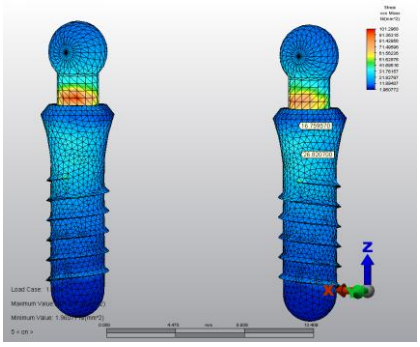


(a) **(b)**

Şekil 4-175: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

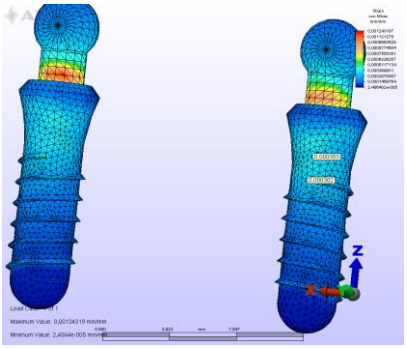
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 26,82 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 16,75 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-176).



Şekil 4-176: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

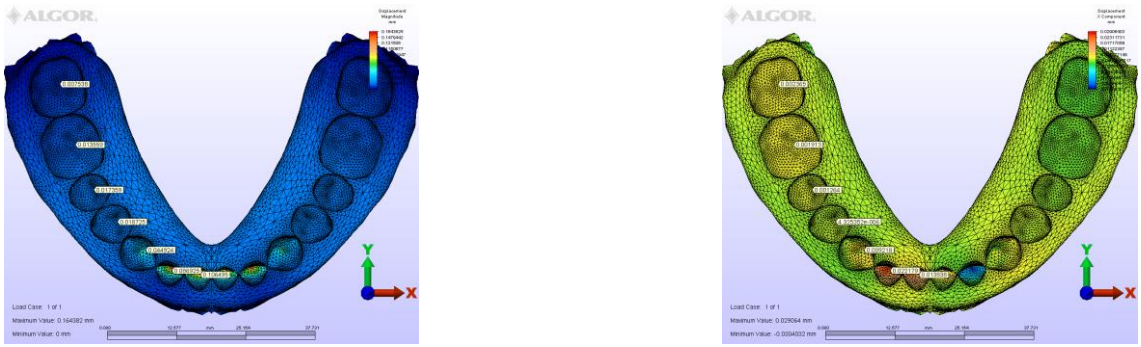
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 353, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 302 olarak bulunmuştur (Şekil 4-177).



Şekil 4-177: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

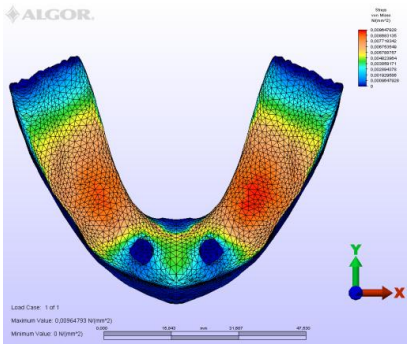
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,106495 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-178).



(a) **(b)**

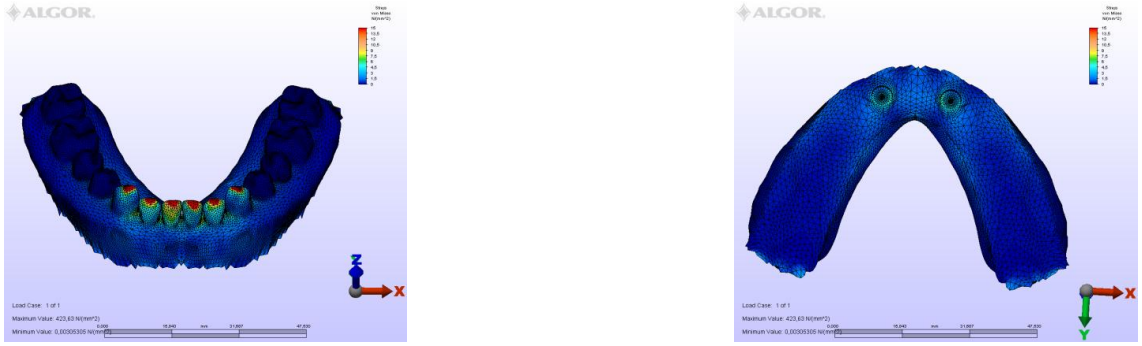
Şekil 4-178: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasında, alveol kretinin tepesinde ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-179).



Şekil 4-179: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-180).



(a) **(b)**

Şekil 4-180: Model 4'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.2.Üçgen Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 5)

4.2.2.1.Model 5'te Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 12,03 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 3,40 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-181).



(a) **(b)**

Şekil 4-181: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 4,58 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 3,05 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-182).



(a) **(b)**

Şekil 4-182: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -13,62 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,16 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-183).



(a) **(b)**

Şekil 4-183: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 3 628 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 398 olarak bulunmuştur (Şekil 4-184).

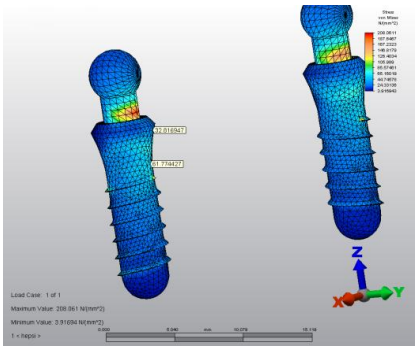


(a) **(b)**

Şekil 4-184: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

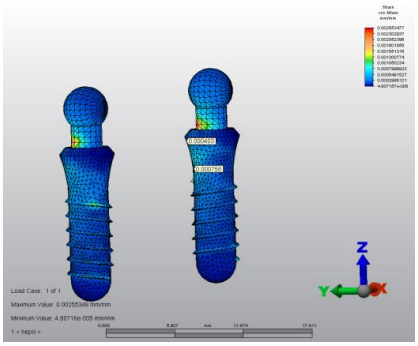
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 61,77 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 32,81 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-185).



Şekil 4-185: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 758, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 403 olarak bulunmuştur (Şekil 4-186).



Şekil 4-186: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

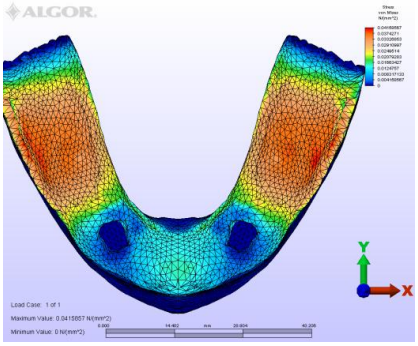
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,089798 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde 4,5,6 numaralı dişler bölgesinde negatif iken diğer dişlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-187).



(a) **(b)**

Şekil 4-187: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-188).



Şekil 4-188: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde, mezialinde ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-189).



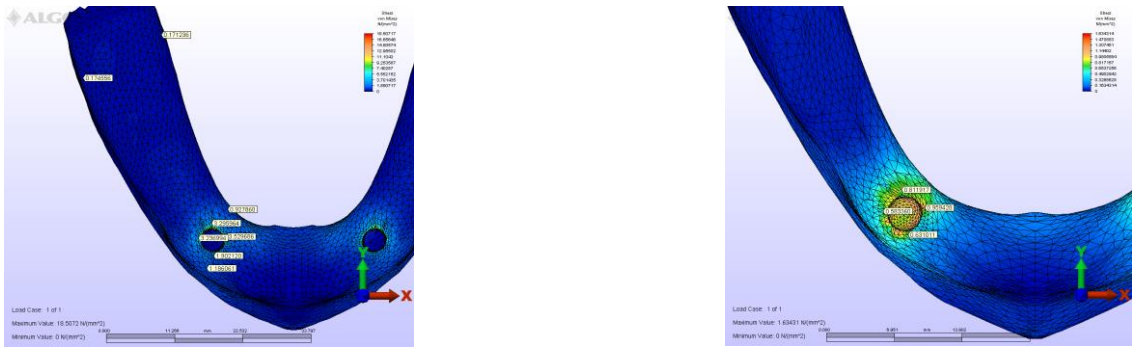
(a) **(b)**

Şekil 4-189: Model 5'te tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.2.2.Model 5'te Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,53 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,96 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-190).

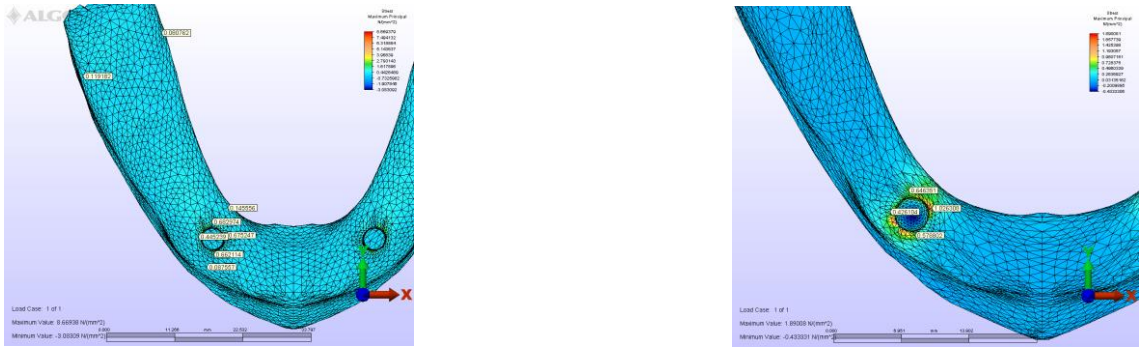


(a) **(b)**

Şekil 4-190: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde 1,02 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların mezial boyun bölgesinde 0,68 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-191).



(a) **(b)**

Şekil 4-191: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -3,34 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,28 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-192).

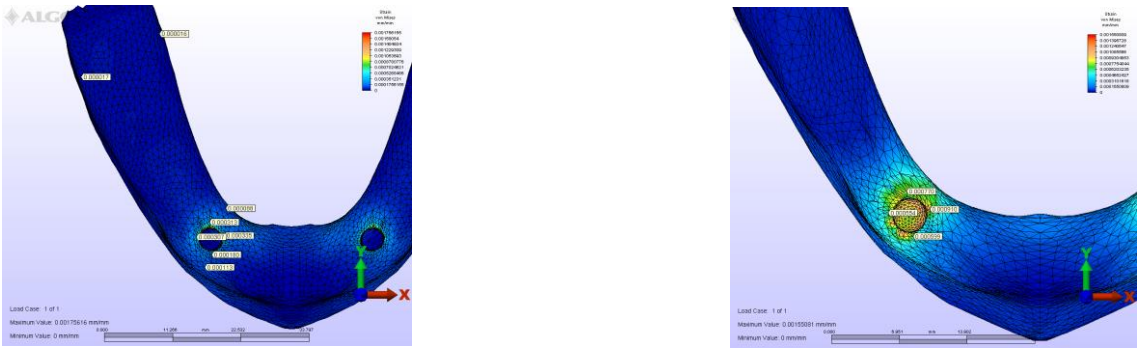


(a) **(b)**

Şekil 4-192: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 910 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 335 olarak bulunmuştur (Şekil 4-193).

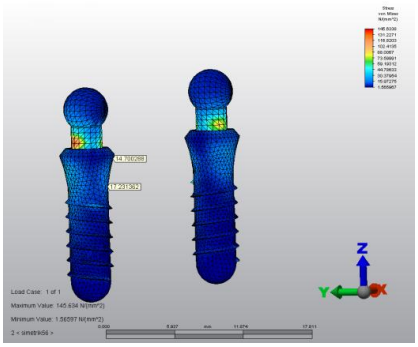


(a) **(b)**

Şekil 4-193: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

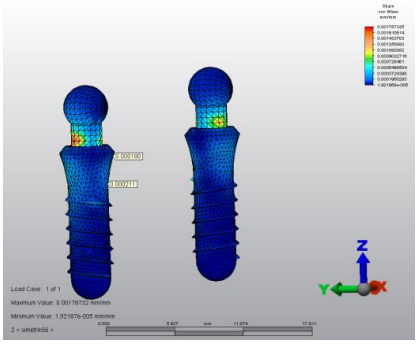
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 17,23 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 14,70 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-194).



Şekil 4-194: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 211, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 180 olarak bulunmuştur (Şekil 4-195).



Şekil 4-195: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

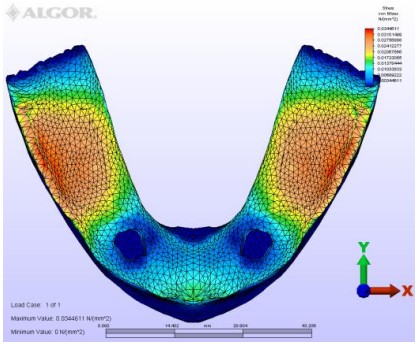
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,073765 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-196).



(a) **(b)**

Şekil 4-196: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-197).



Şekil 4-197: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-198).



(a) **(b)**

Şekil 4-198: Model 5'te sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.2.3.Model 5'te Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

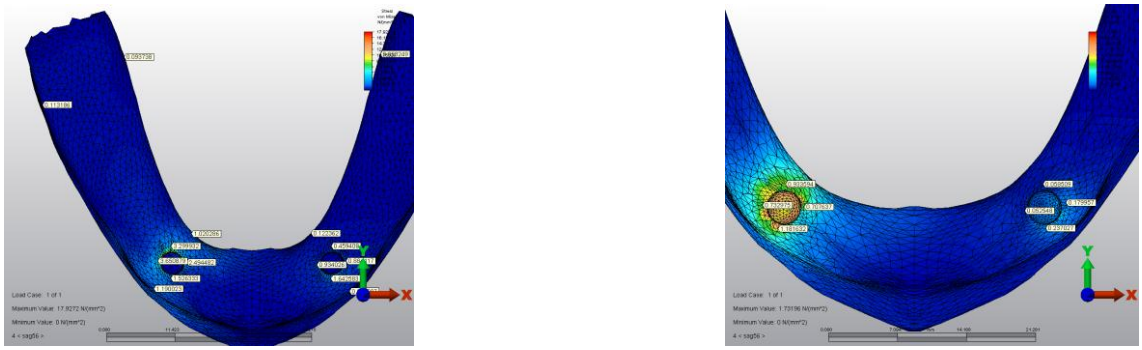
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,65 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,18 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,64 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,24 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-199).



(a) (b)

Şekil 4-199: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

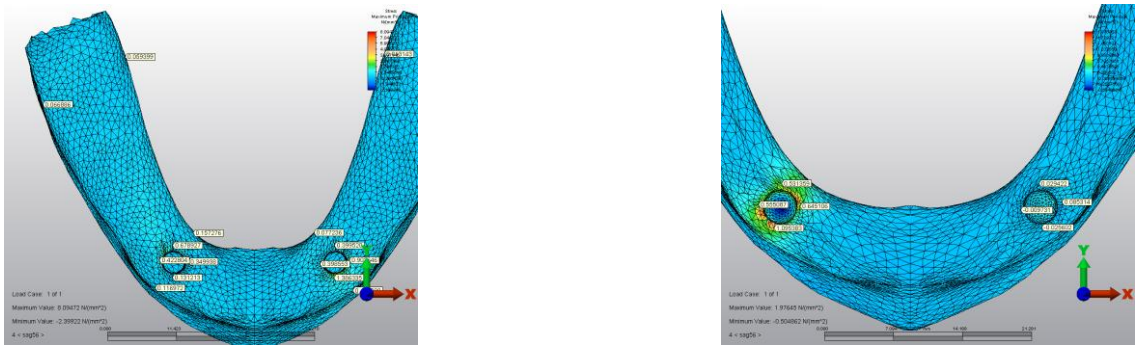
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde 1,09 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,67 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,39 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,09 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-200).



(a) **(b)**

Şekil 4-200: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

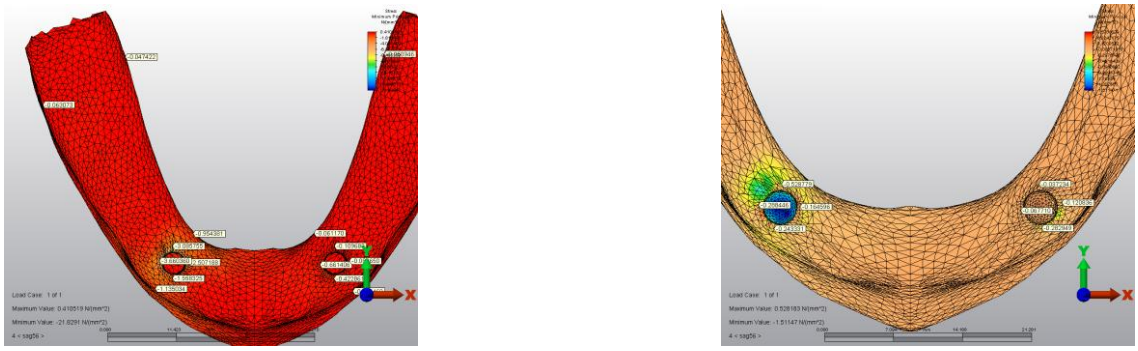
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma stresi değeri implantların distal boyun bölgesinde -3,66 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,53 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -0,66 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,28 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-201).



(a) **(b)**

Şekil 4-201: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

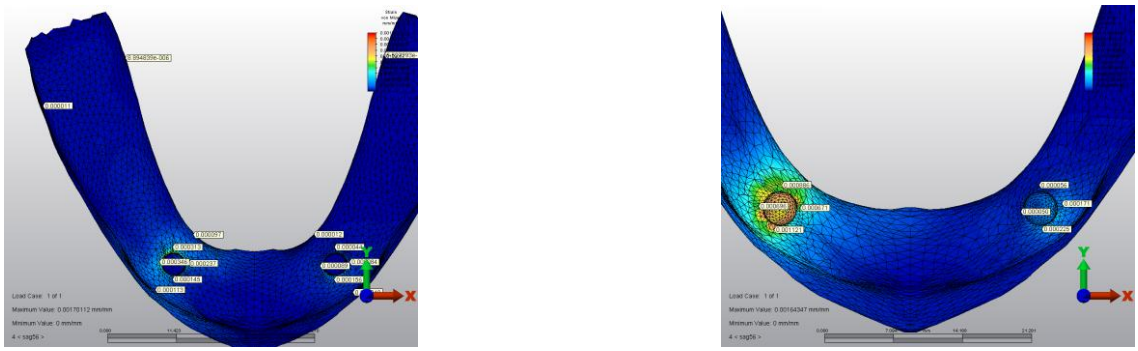
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 886 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 346 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 225 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 156 olarak bulunmuştur (Şekil 4-202).



(a) **(b)**

Şekil 4-202: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

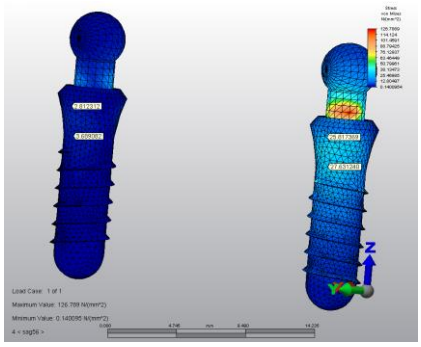
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 27,63 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 25,81 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 3,68 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,81 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-203).



Şekil 4-203: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

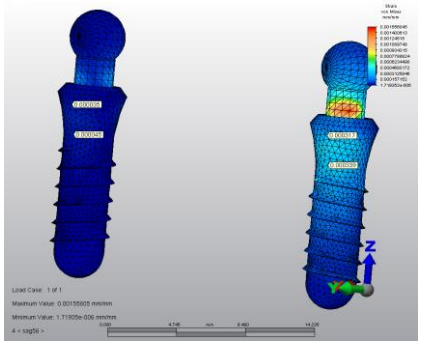
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 339, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 317 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

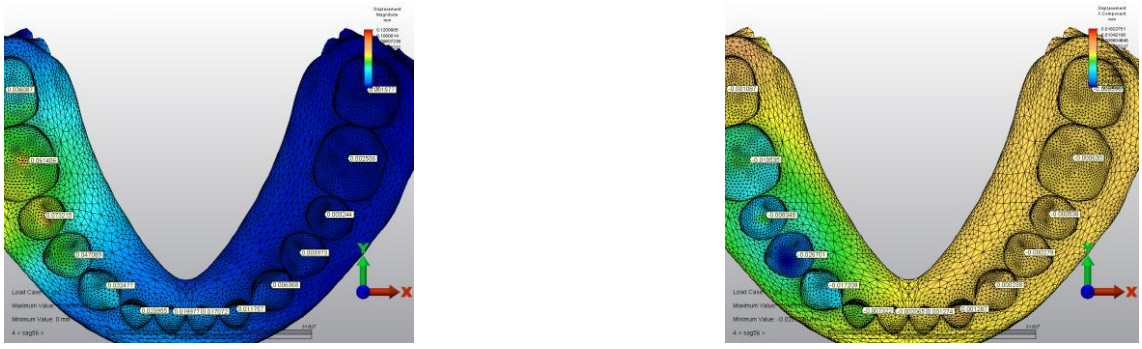
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 45, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 35 olarak bulunmuştur (Şekil 4-204).



Şekil 4-204: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

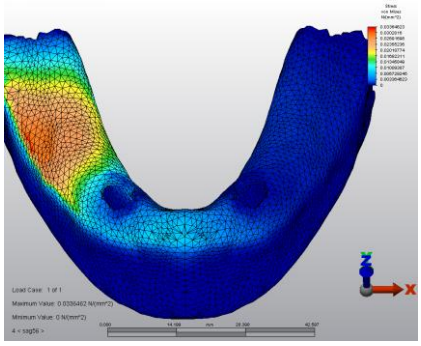
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,073215 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-205).



(a) **(b)**

Şekil 4-205: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ implantın distalinde kalan alveol kretinin tepesinde ve sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-206).



Şekil 4-206: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-207).



(a) **(b)**

Şekil 4-207: Model 5'te sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.2.4.Model 5'te Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,52 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,18 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,62 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,99 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-208).



(a) **(b)**

Şekil 2-208: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

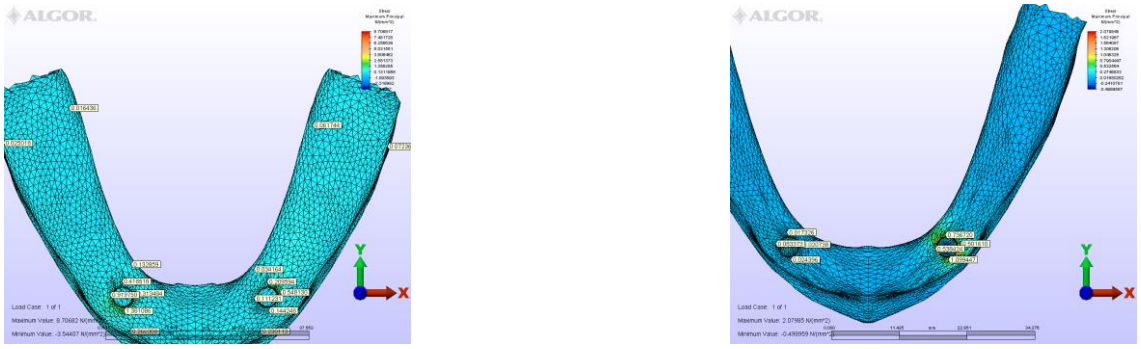
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,38 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,08 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,09 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,54 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-209).



(a) **(b)**

Şekil 4-209: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde -0,43 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,16 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -3,88 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,40 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-210).



(a) **(b)**

Şekil 4-210: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

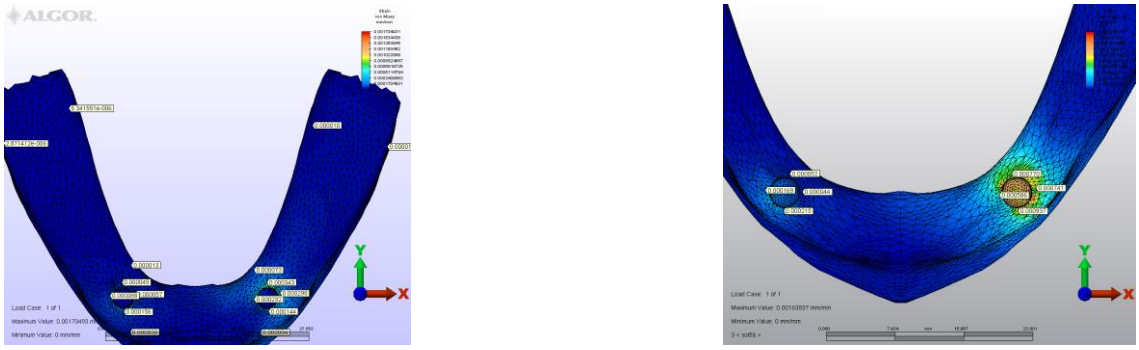
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 215 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 156 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 937 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 343 olarak bulunmuştur (Şekil 4-211).



(a) **(b)**

Şekil 4-211: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

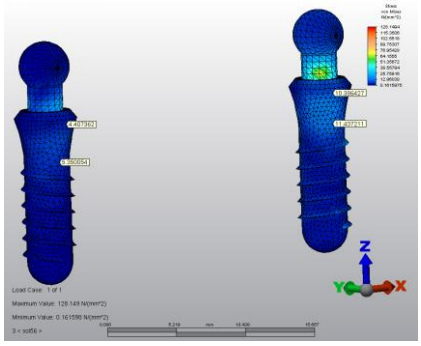
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 5,35 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 4,40 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 21,43 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 20,38 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-212).



Şekil 4-212: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

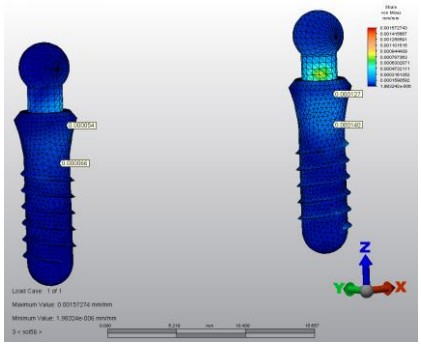
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 66, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 54 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 340, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 227 olarak bulunmuştur (Şekil 4-213).



Şekil 4-213: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

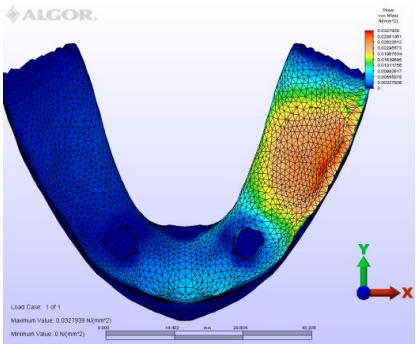
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,074091 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-214).



(a) **(b)**

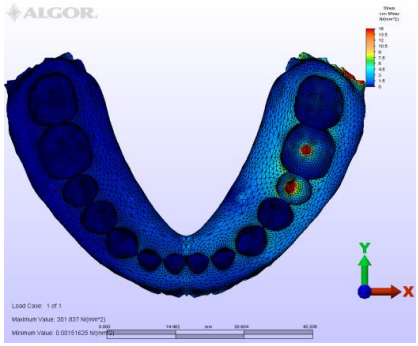
Şekil 4-214: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol implantın distalinde kalan alveol kretinin tepesinde ve sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-215).

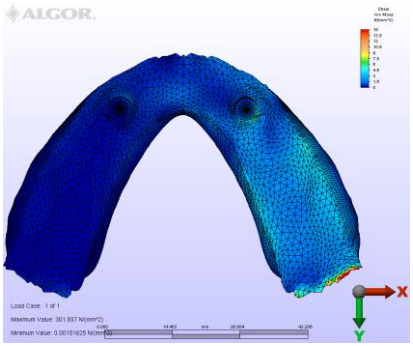


Şekil 4-215: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-216).



(a)



(b)

Şekil 4-216: Model 5'te sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.2.5.Model 5'te Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 9,39 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde

bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,82 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-217).



(a) **(b)**

Şekil 4-217: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri alveol kretinin ön bölgesinde 1,85 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,41 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-218).

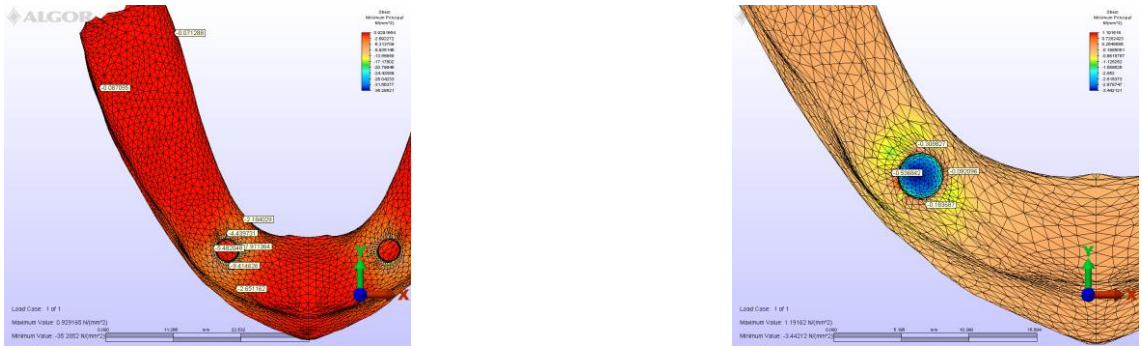


(a) **(b)**

Şekil 4-218: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde -9,41 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,54 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-219).



(a) **(b)**

Şekil 4-219: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1 725 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 891 olarak bulunmuştur (Şekil 4-220).

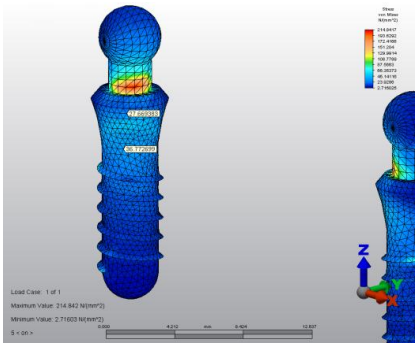


(a) **(b)**

Şekil 4-220: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

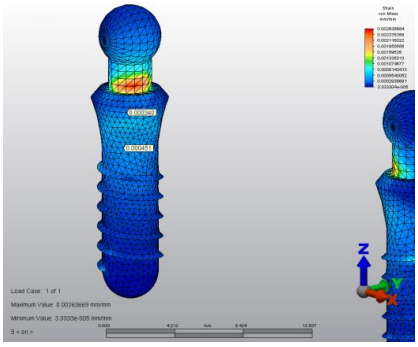
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 36,77 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 27,66 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-221).



Şekil 4-221: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 451, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 340 olarak bulunmuştur (Şekil 4-222).



Şekil 4-222: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

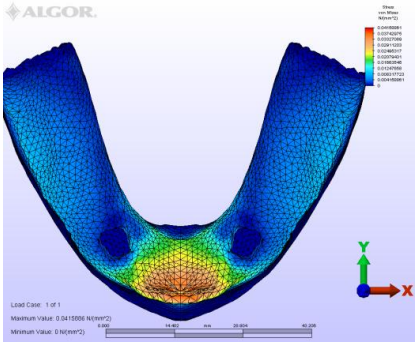
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,085443 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-223).



(a) **(b)**

Şekil 4-223: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-224).



Şekil 4-224: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucunun mezialinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-225).



(a) **(b)**

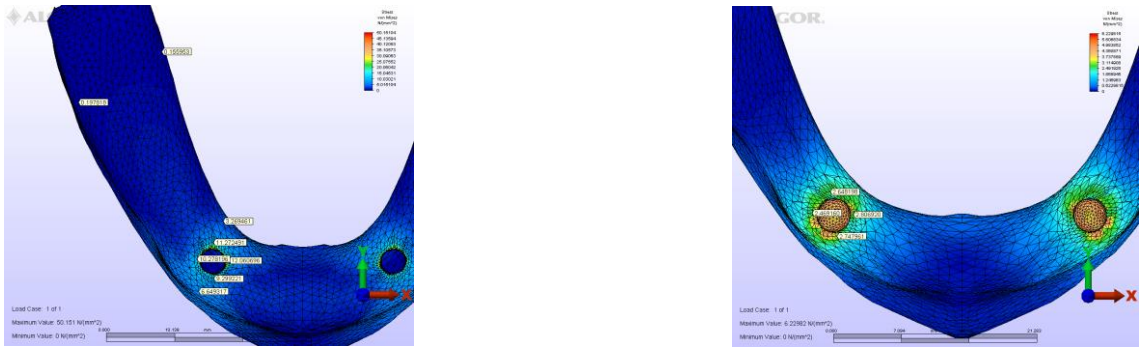
Şekil 4-225: Model 5'te kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.3.Üçgen Alt Çene Kemiğinde 1. Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 6)

4.2.3.1.Model 6'da Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 12,06 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,81 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-226).



(a) **(b)**

Şekil 4-226: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 2,80 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,02 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-227).

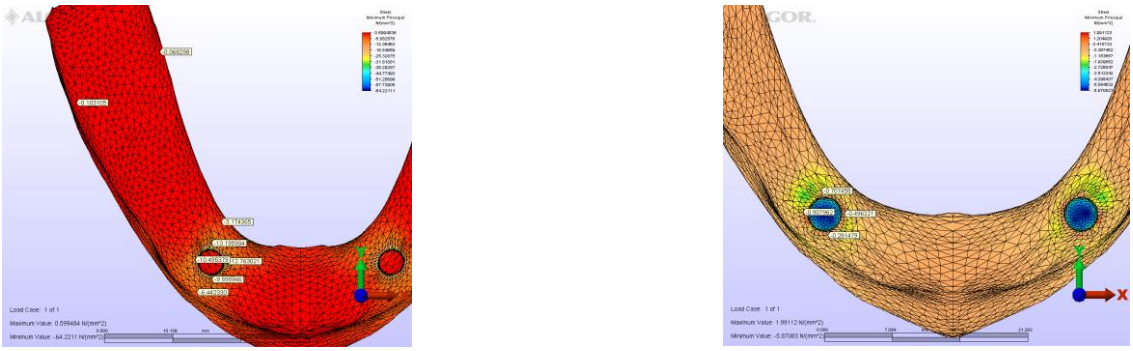


(a) **(b)**

Şekil 4-227: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -13,20 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,91 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-228).

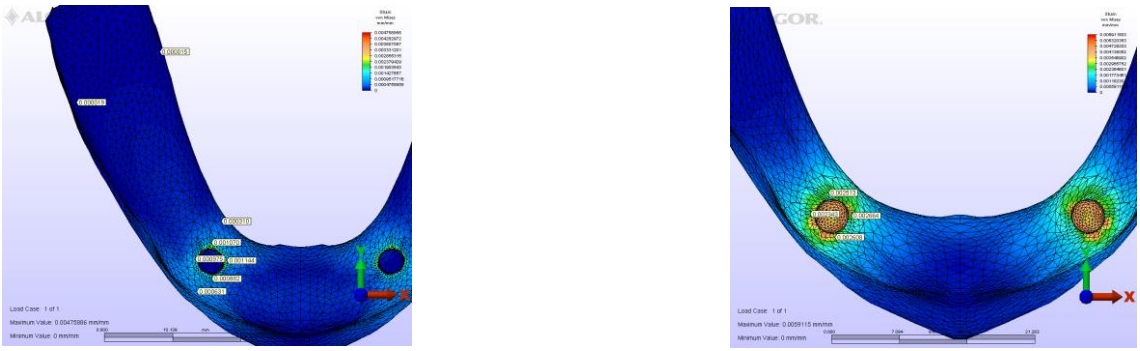


(a) **(b)**

Şekil 4-228: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 2 664 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 1 144 olarak bulunmuştur (Şekil 4-229).

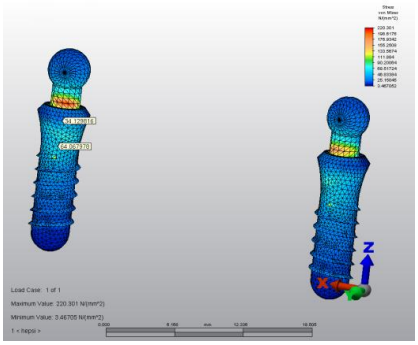


(a) **(b)**

Şekil 4-229: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

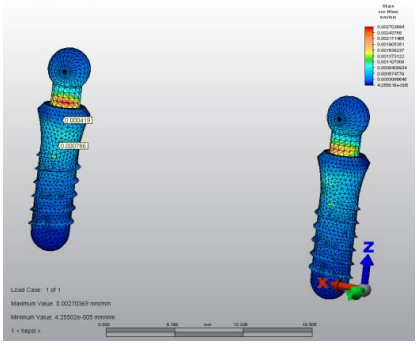
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 64,06 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 34,12 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-230).



Şekil 4-230: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 786, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 419 olarak bulunmuştur (Şekil 4-231).



Şekil 4-231: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

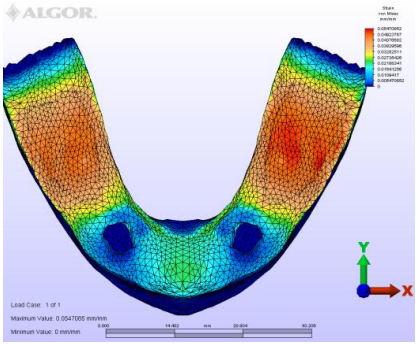
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 2 numaralı dişler bölgesinde 0,092031 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde 4 ve 5 numaralı dişler bölgesinde negatif diğer dişler bölgesinde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-232).



(a) **(b)**

Şekil 4-232: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi, implantların distalindeki alveol kretinin tepesi ve lingualindeki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-233).



Şekil 4-233: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezial, distal ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-234).



(a) **(b)**

Şekil 4-234: Model 6'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.3.2.Model 6'da Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,27 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,84 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-235).

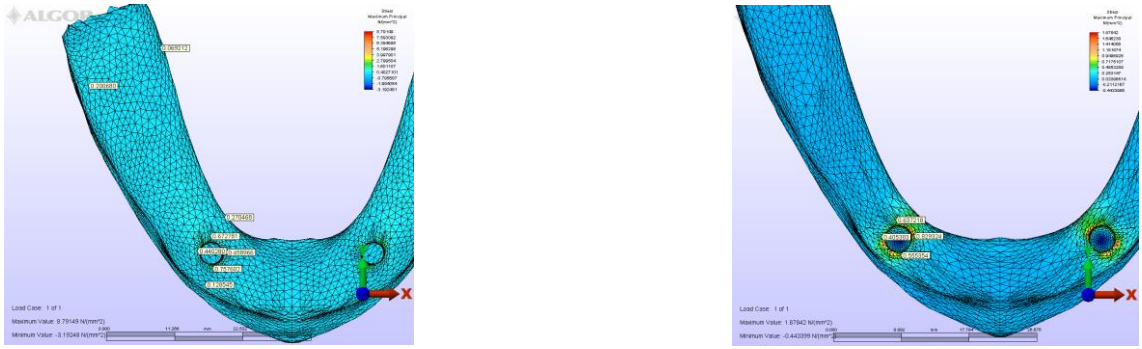


(a) **(b)**

Şekil 4-235: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 0,82 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların mezial boyun bölgesinde 0,75 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-236).



(a) **(b)**

Şekil 4-236: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma (Minimum Principal) Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -3,12 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,28 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-237).

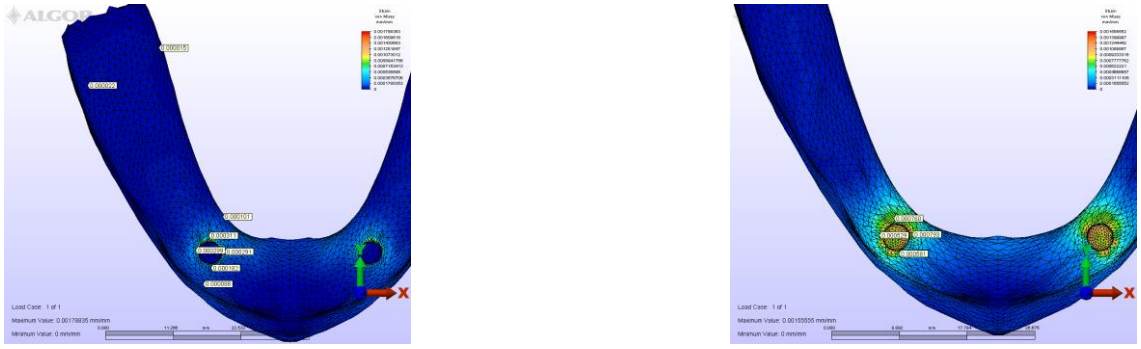


(a) **(b)**

Şekil 4-237: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 793 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 311 olarak bulunmuştur (Şekil 4-238).

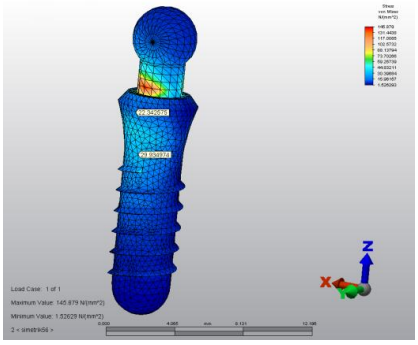


(a) **(b)**

Şekil 4-238: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

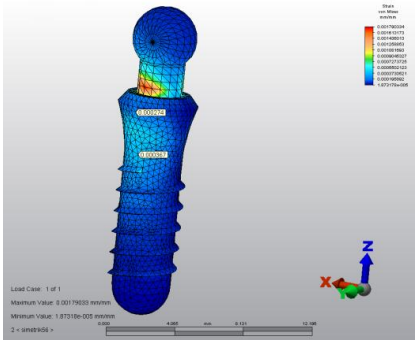
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 29,93 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 22,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-239).



Şekil 4-239: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

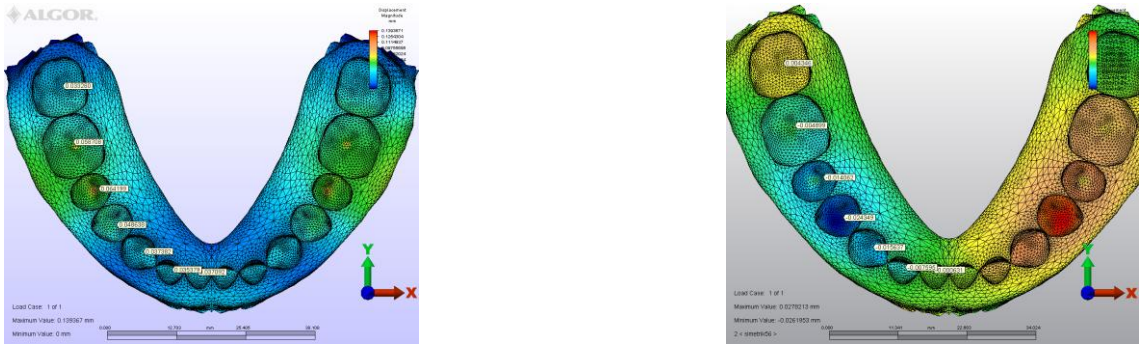
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 367, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 274 olarak bulunmuştur (Şekil 4-240).



Şekil 4-240: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

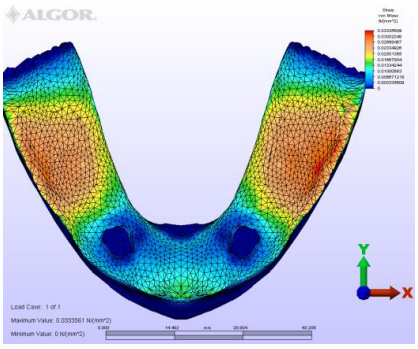
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,064199 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-241).



(a) **(b)**

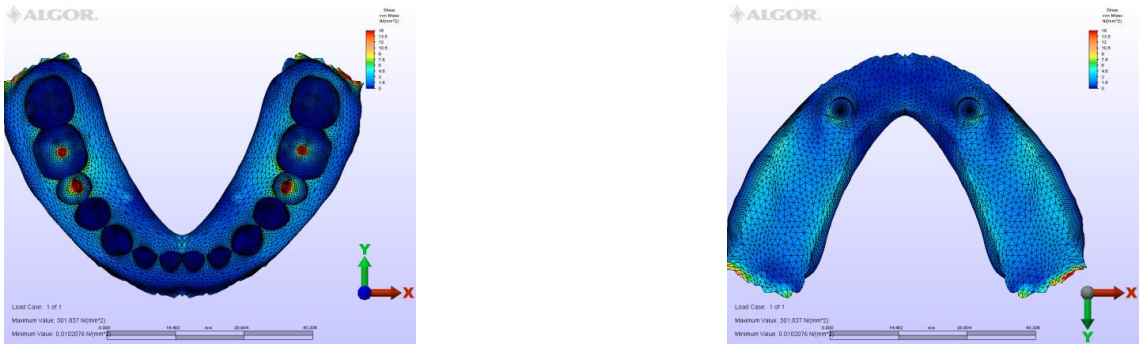
Şekil 4-241: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi, implantların distalindeki alveol kretinin tepesindeki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-242).



Şekil 4-242: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-243).



(a) (b)

Şekil 4-243: Model 6'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.3.3.Model 6'da Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,64 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,98 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,58 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,22 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-244).



(a) **(b)**

Şekil 4-244: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,07 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,41 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,45 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,08 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-245).



(a) **(b)**

Şekil 4-245: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -4,12 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,38 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -0,50 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-246).



(a) **(b)**

Şekil 4-246: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 931 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 345 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 209 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 150 olarak bulunmuştur (Şekil 4-247).



(a) **(b)**

Şekil 4-247: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

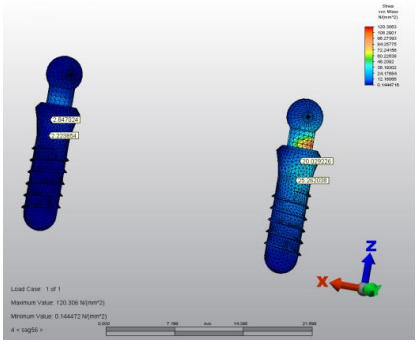
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 25,26 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 20,02 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 2,85 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,22 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-248).



Şekil 4-248: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

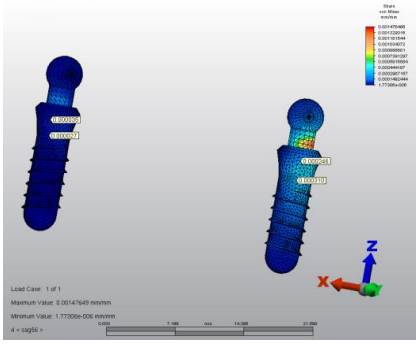
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 310, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 246 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 35, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 27 olarak bulunmuştur (Şekil 4-249).



Şekil 4-249: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

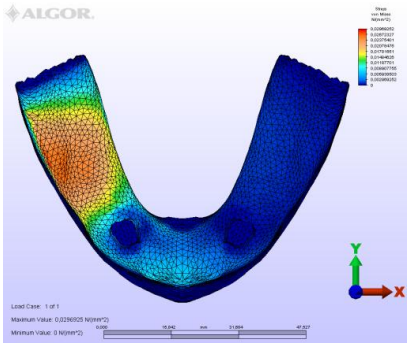
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,067139 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-250).



(a) **(b)**

Şekil 4-250: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi ve sağ implantın distalindeki alveol kretinin tepesindeki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-251).



Şekil 4-251: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-252).



(a) **(b)**

Şekil 4-252: Model 6'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.3.4.Model 6'da Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

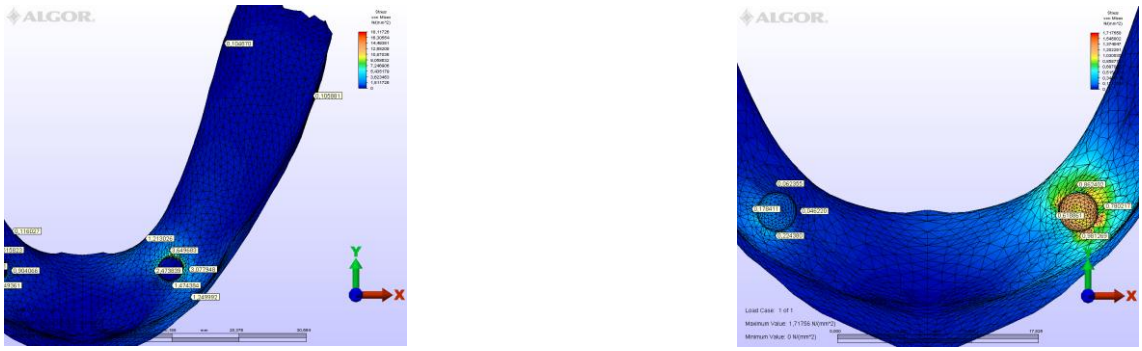
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,65 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,22 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,65 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,98 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-253).



(a) **(b)**

Şekil 4-253: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

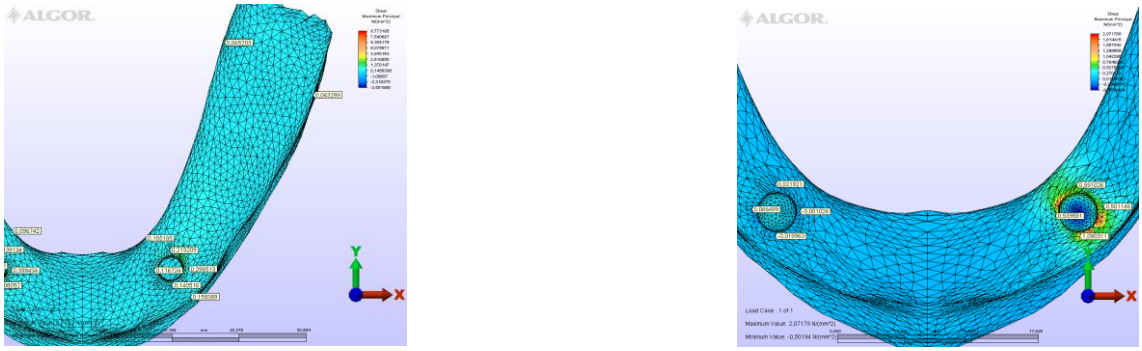
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,51 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,07 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,09 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,29 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-254).



(a) **(b)**

Şekil 4-254: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

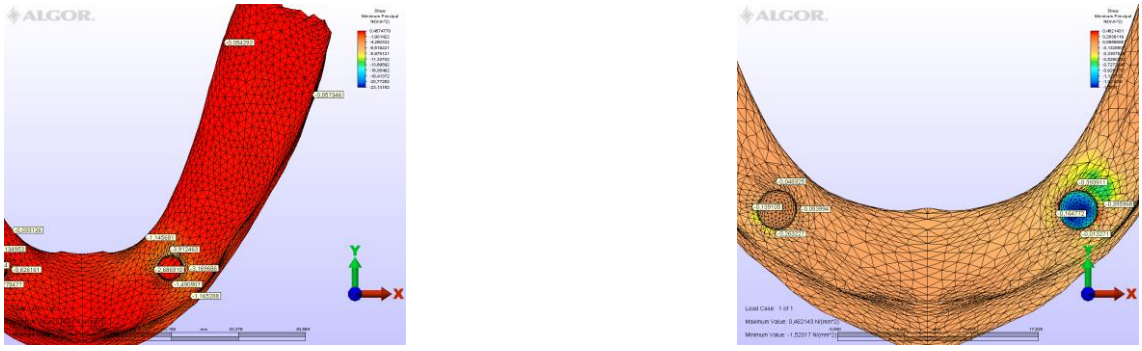
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -0,63 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,26 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -3,91 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,40 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-255).



(a) **(b)**

Şekil 4-255: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 213 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 157 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 931 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 346 olarak bulunmuştur (Şekil 4-256).



(a) **(b)**

Şekil 4-256: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

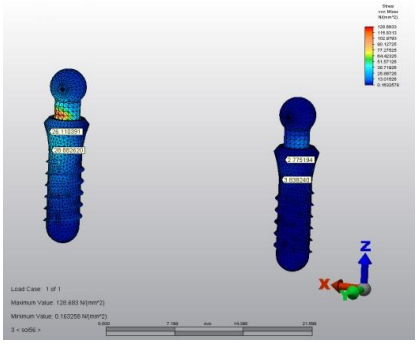
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 3,83 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,77 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 28,88 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 26,11 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-257).



Şekil 4-257: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

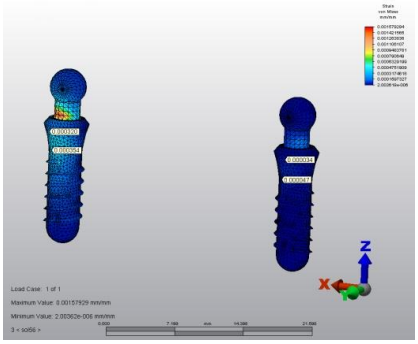
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 47, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 34 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

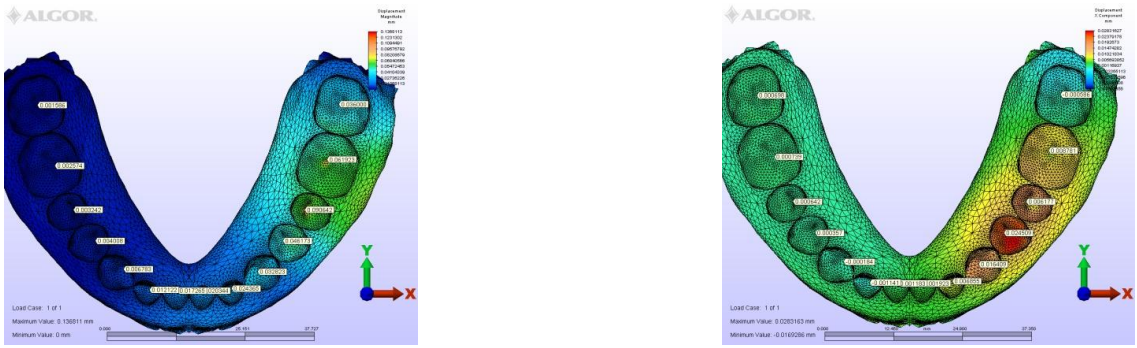
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 354, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 320 olarak bulunmuştur (Şekil 4-258).



Şekil 4-258: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

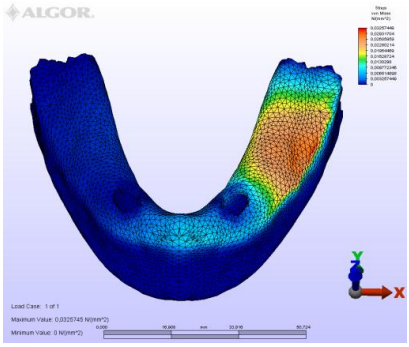
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,090642 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-259).



(a) (b)

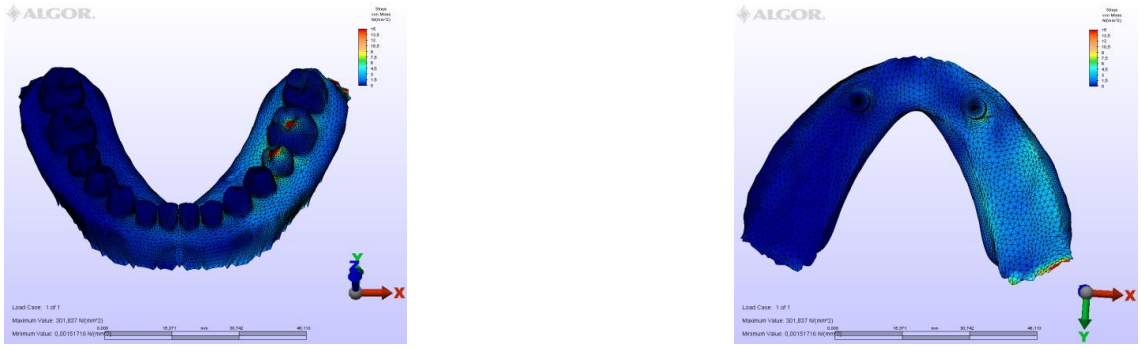
Şekil 4-259: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi ve sol implantın distalindeki alveol kretinin tepesindeki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-260).



Şekil 4-260: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-261).



(a) (b)

Şekil 4-261: Model 6'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.2.3.5.Model 6'da Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 9,32 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,82 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-262).



(a) (b)

Şekil 4-262: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,84 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,04 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-263).

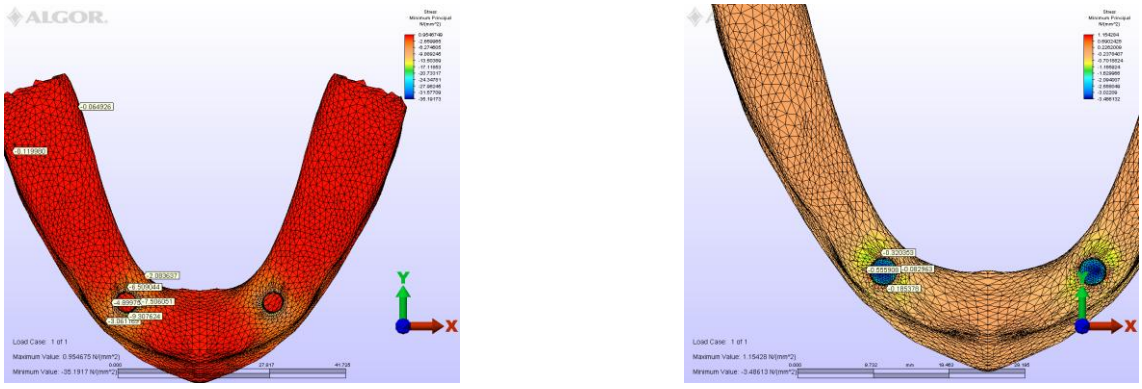


(a) **(b)**

Şekil 4-263: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde -9,31 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,56 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-264).



(a) **(b)**

Şekil 4-264: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1 723 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 884 olarak bulunmuştur (Şekil 4-265).

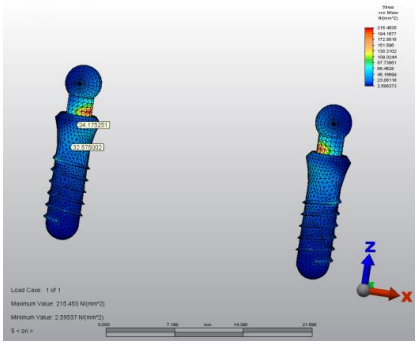


(a) **(b)**

Şekil 4-265: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

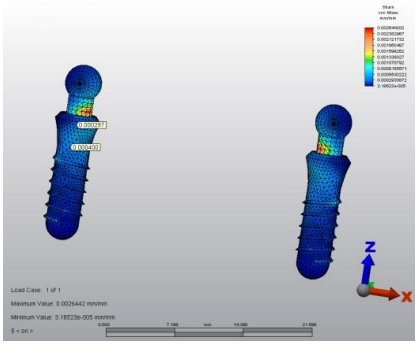
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 32,57 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 24,17 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-266).



Şekil 4-266: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

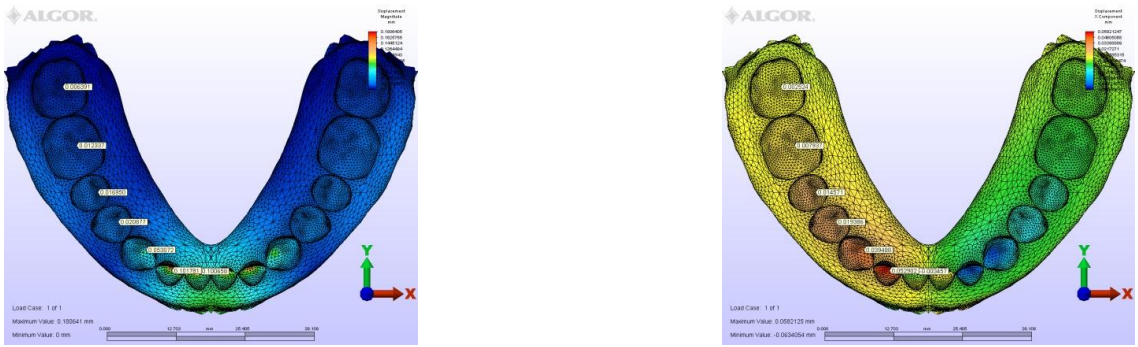
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 400, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 297 olarak bulunmuştur (Şekil 4-267).



Şekil 4-267: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

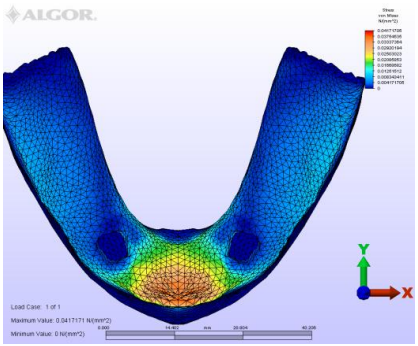
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 2 numaralı diş bölgelerinde 0,101781 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-268).



(a) **(b)**

Şekil 4-268: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasında bukkalde ve alveol kreti üzerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-269).



Şekil 4-269: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezialinde ve tutucular arasında lingualde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-270).



(a) **(b)**

Şekil 4-270: Model 6'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

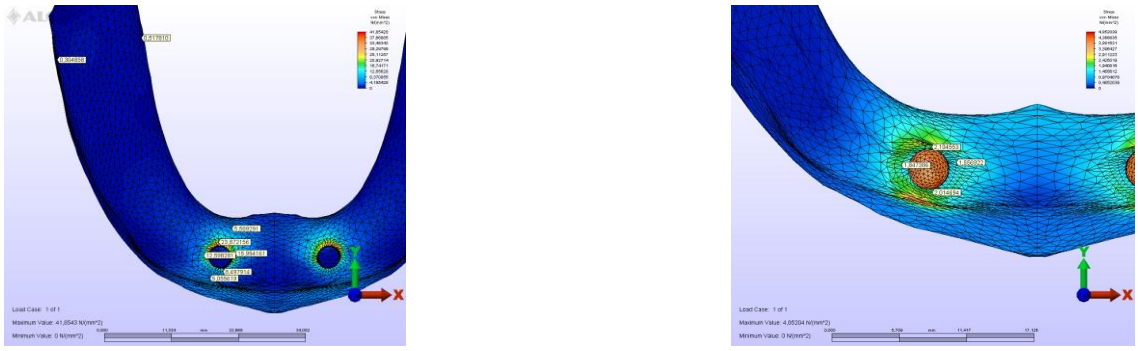
4.3.Yuvarlak Modele Ait Bulgular

4.3.1.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde Lateral (2.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 7)

4.3.1.1.Model 7'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 23,87 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,10 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-271).

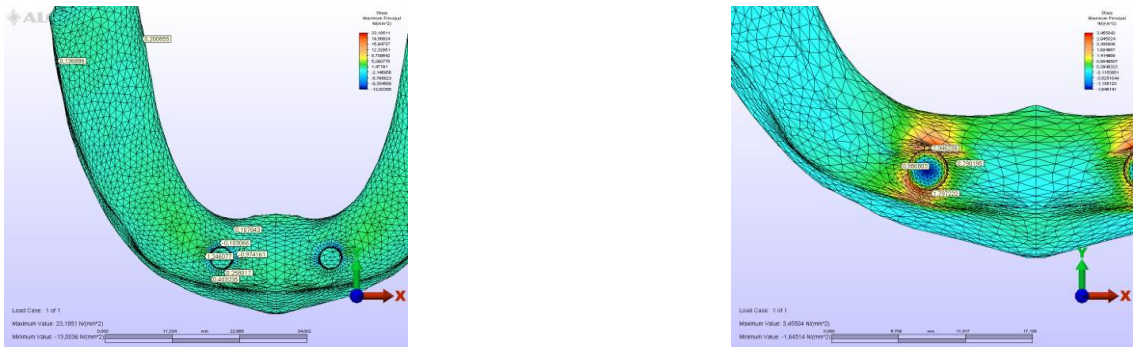


(a) **(b)**

Şekil 4-271: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,04 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 1,24 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-272).



(a) **(b)**

Şekil 4-272: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -26,51 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,19 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-273).

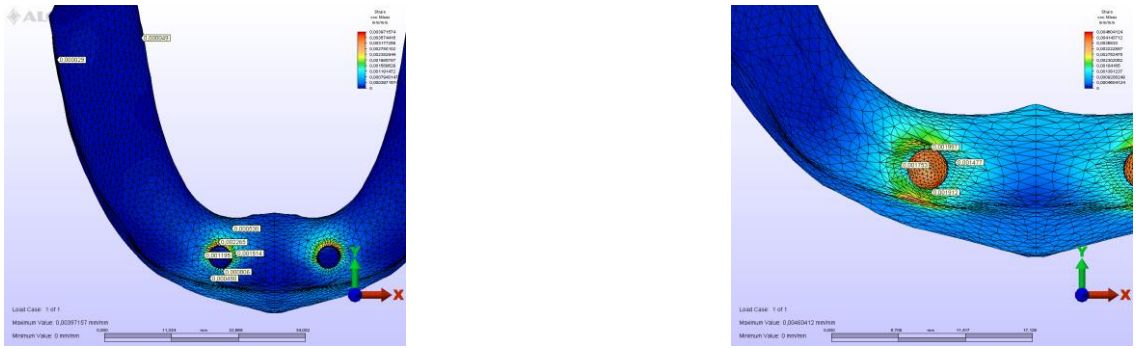


(a) **(b)**

Şekil 4-273: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 2 265 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 1 997 olarak bulunmuştur (Şekil 4-274).

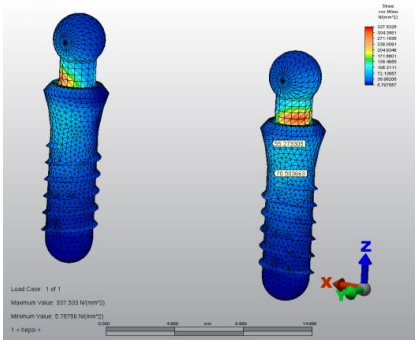


(a) **(b)**

Şekil 4-274: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

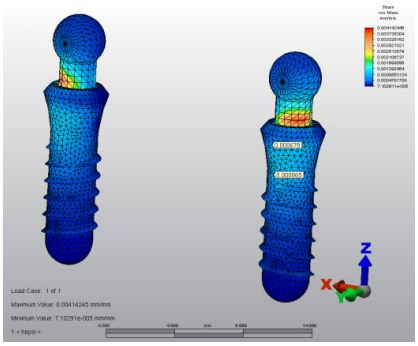
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 70,50 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 55,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-275).



Şekil 4-275: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 865, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 678 olarak bulunmuştur (Şekil 4-276).



Şekil 4-276: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

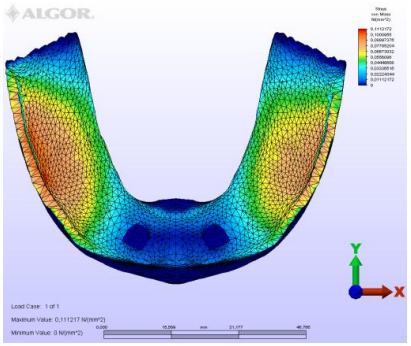
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,189369 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-277).



(a) **(b)**

Şekil 4-277: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-278).



Şekil 4-278: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde, yanak cebi ve mylohyoid bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-279).



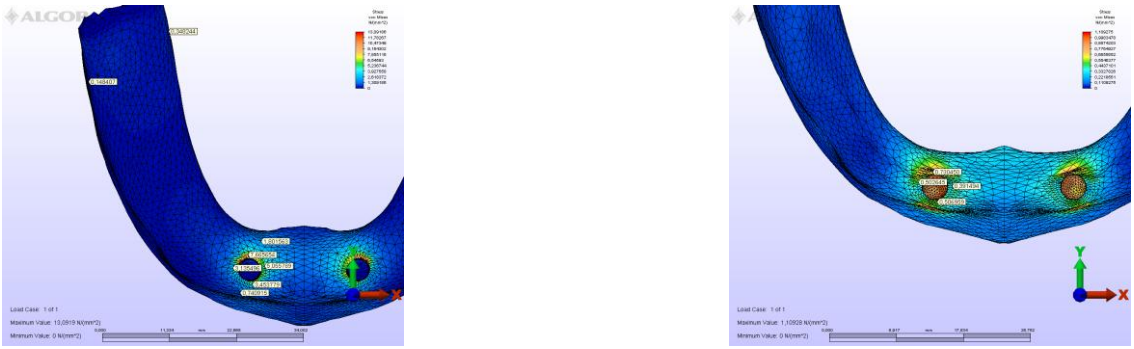
(a) **(b)**

Şekil 4-279: Model 7'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.1.2.Model 7'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,67 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,73 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-280).



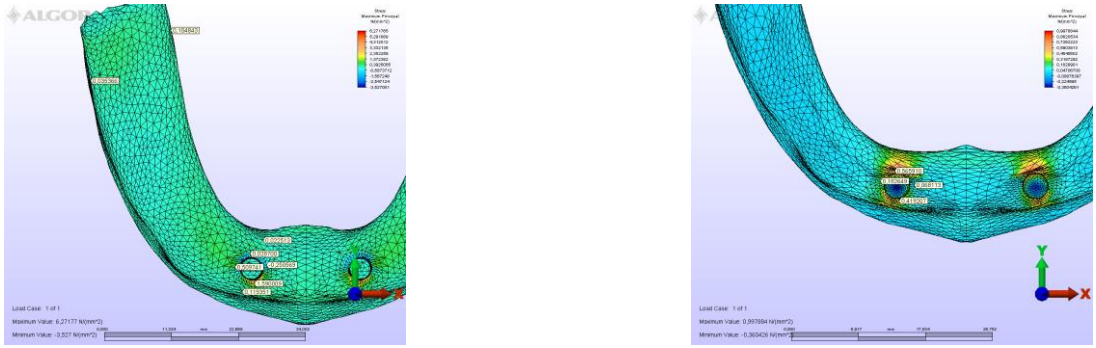
(a) **(b)**

Şekil 4-280: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,59 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,57 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-281).

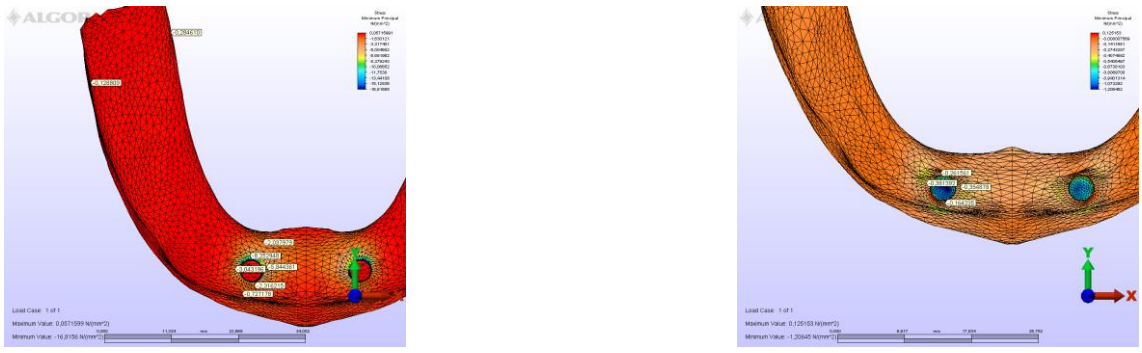


(a) **(b)**

Şekil 4-281: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,25 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,38 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-282).



(a) **(b)**

Şekil 4-282: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 727 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 693 olarak bulunmuştur (Şekil 4-283).

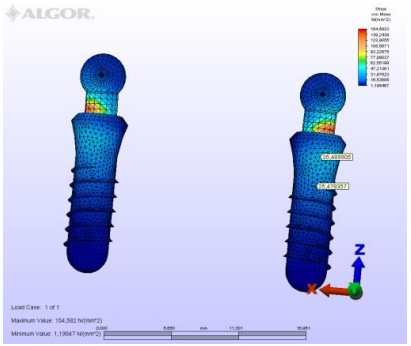


(a) **(b)**

Şekil 4-283: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

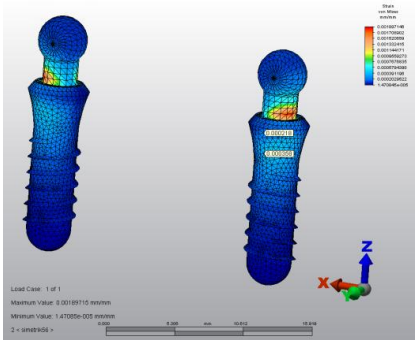
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 29,14 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 17,75 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-284).



Şekil 4-284: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

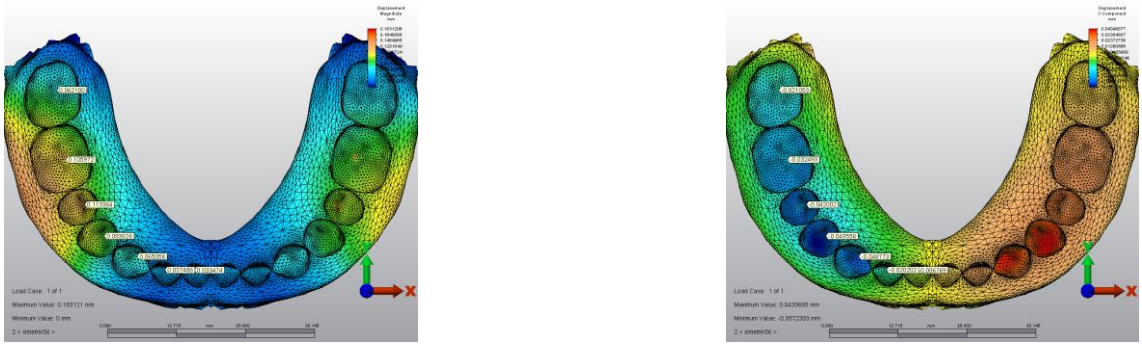
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 358, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 218 olarak bulunmuştur (Şekil 4-285).



Şekil 4-285: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

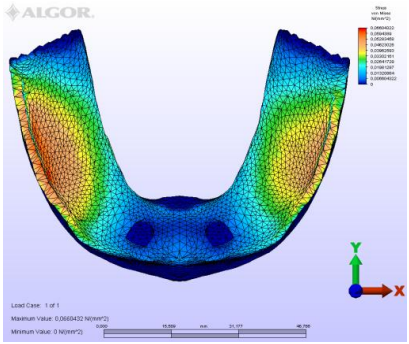
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,113364 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-286).



(a) **(b)**

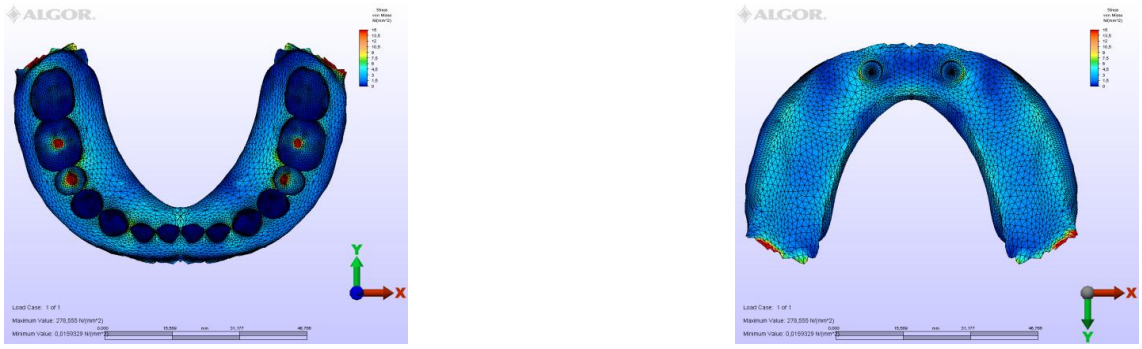
Şekil 4-286: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-287).



Şekil 4-287: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-288).



(a) **(b)**

Şekil 4-288: Model 7'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.1.3.Model 7'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

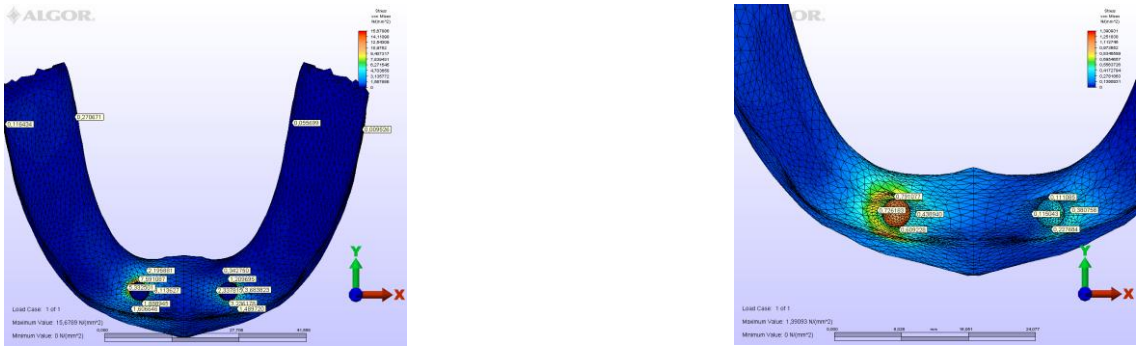
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 8,11 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,79 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,68 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,38 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-289).



(a) (b)

Şekil 4-289: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

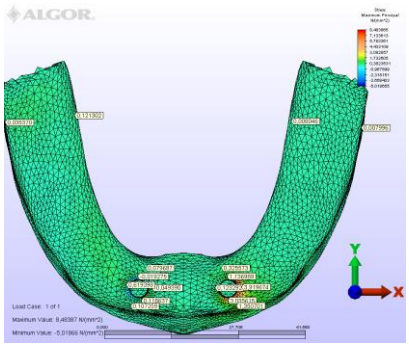
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

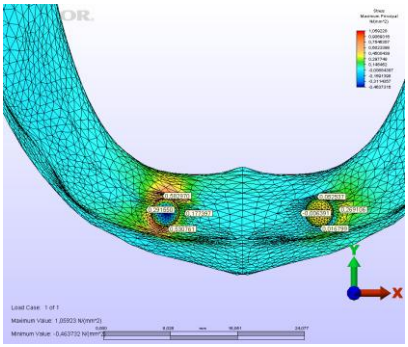
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 0,62 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,58 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 3,92 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-290).



(a)



(b)

Şekil 4-290: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

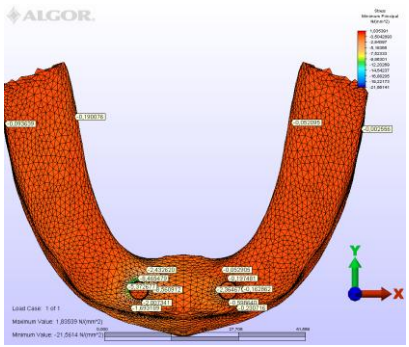
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

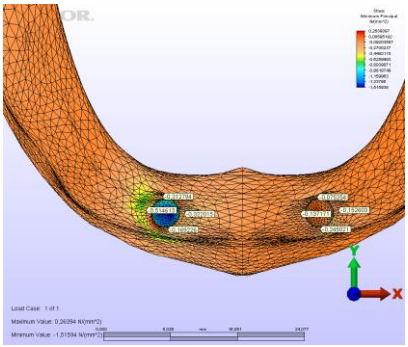
Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -8,56 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,51 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -2,36 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,25 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-291).



(a)



(b)

Şekil 4-291: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 751 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 720 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 361 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 350 olarak bulunmuştur (Şekil 4-292).



(a) **(b)**

Şekil 4-292: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

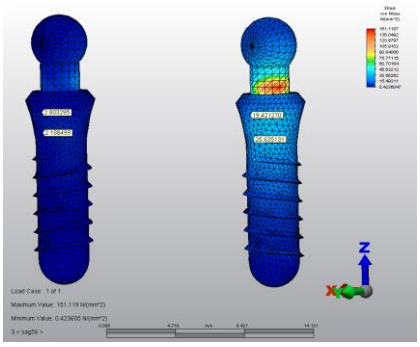
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 25,62 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 19,42 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 2,80 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,19 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-293).



Şekil 4-293: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

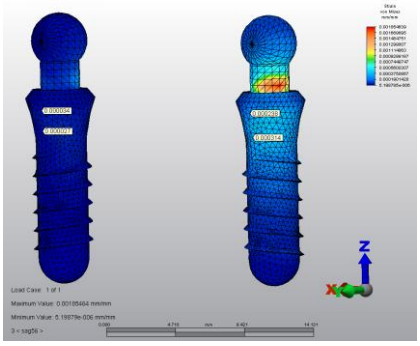
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 314, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 238 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

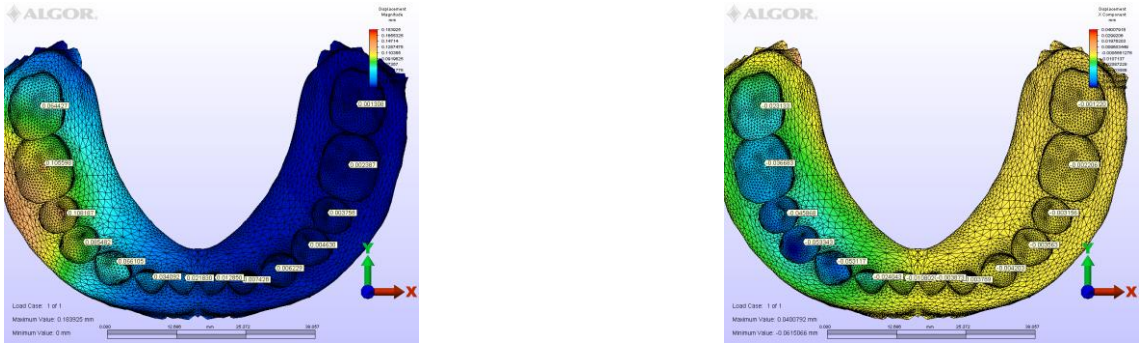
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 34, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 27 olarak bulunmuştur (Şekil 4-294).



Şekil 4-294: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

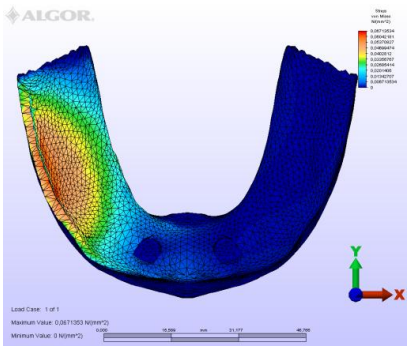
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,108187 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-295).



(a) **(b)**

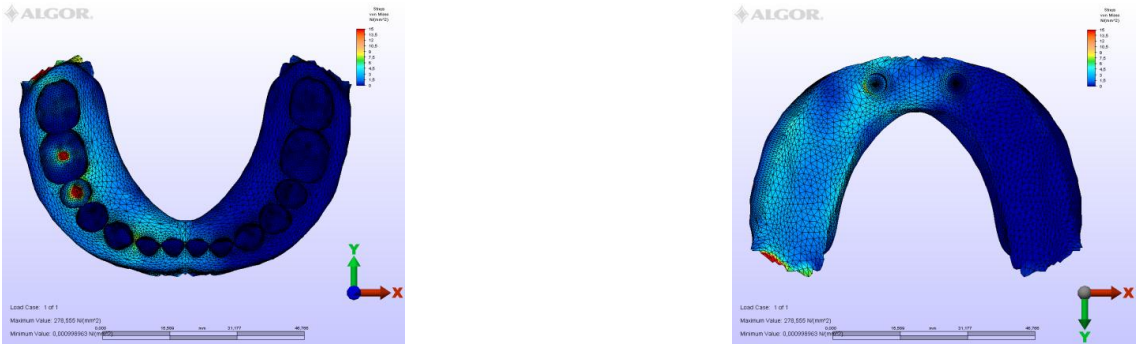
Şekil 4-295: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-296).



Şekil 4-296: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-297).



(a) (b)

Şekil 4-297: Model 7'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.1.4.Model 7'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

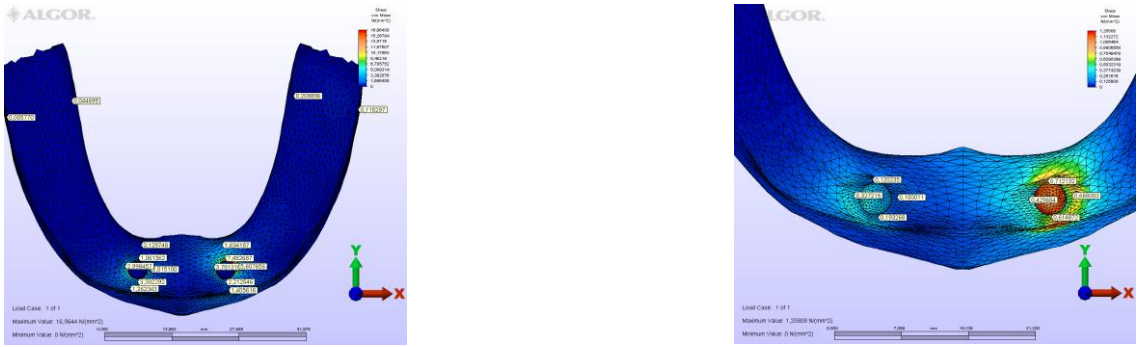
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 3,30 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,33 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,48 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,71 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-298).



(a) **(b)**

Şekil 4-298: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 3,22 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,23 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 0,79 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,69 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-299).



(a) **(b)**

Şekil 4-299: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

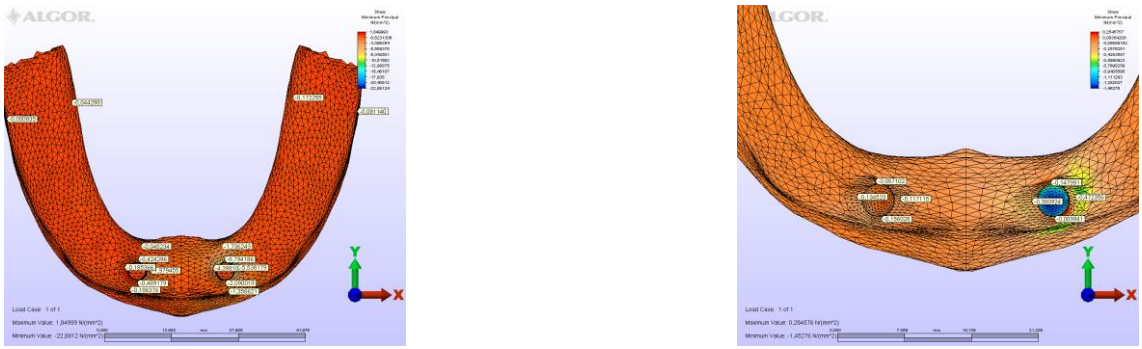
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,98 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,16 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -8,79 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,47 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-300).



(a) **(b)**

Şekil 4-300: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

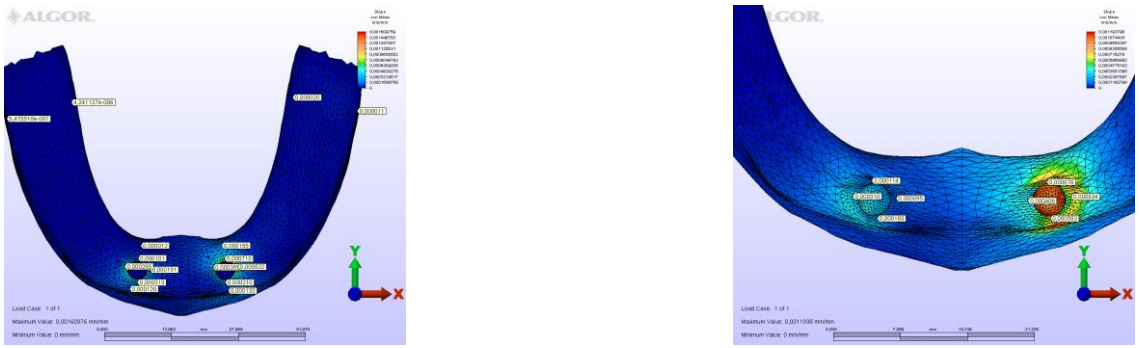
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 313 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 310 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 710 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 676 olarak bulunmuştur (Şekil 4-301).



(a) **(b)**

Şekil 4-301: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

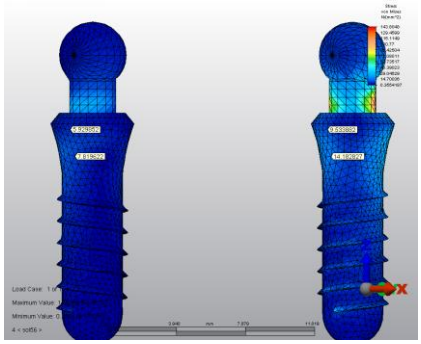
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 7,81 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 5,92 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 24,18 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 19,53 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-302).



Şekil 4-302: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

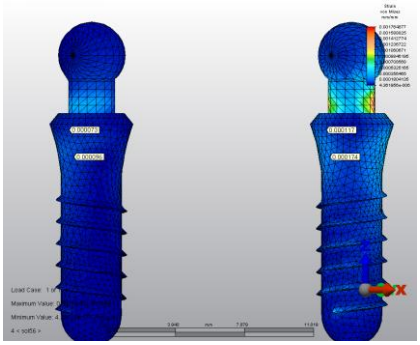
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 96, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 73 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

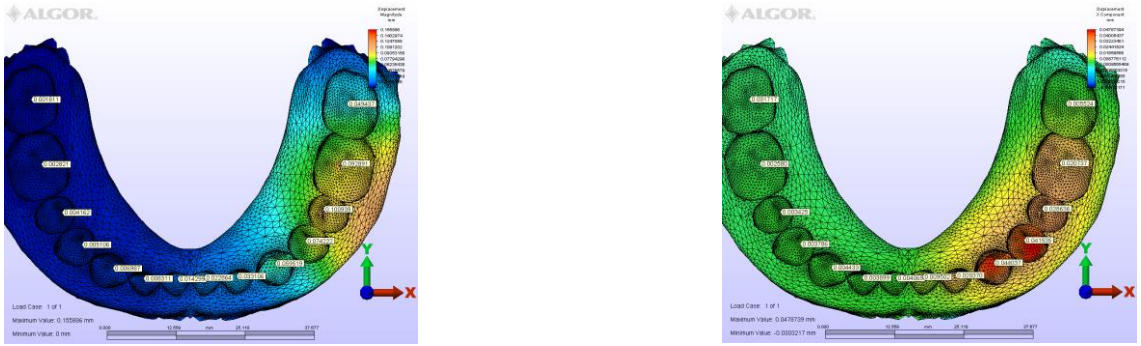
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 274, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 217 olarak bulunmuştur (Şekil 4-303).



Şekil 4-303: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

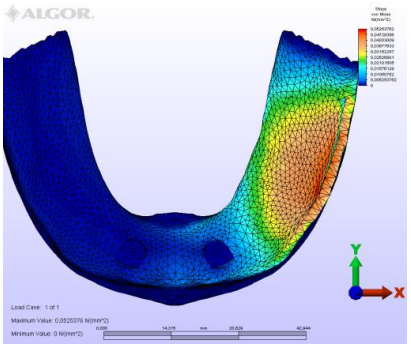
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,100939 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-304).



(a) **(b)**

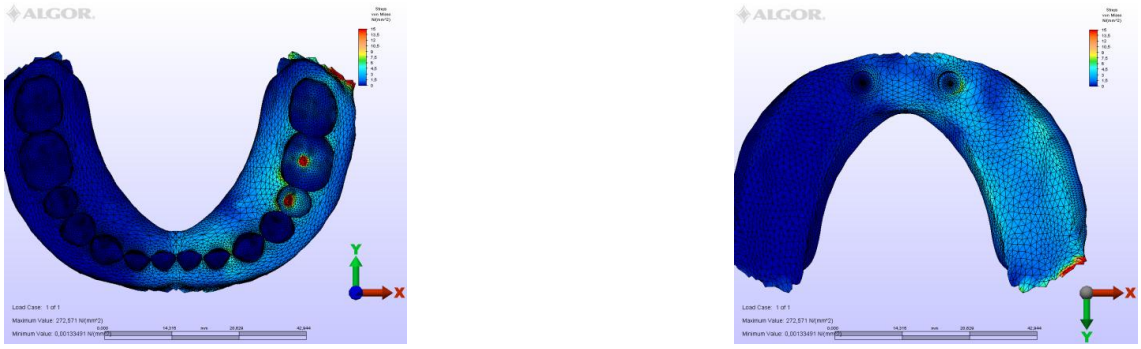
Şekil 4-304: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-305).



Şekil 4-305: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-306).



(a) **(b)**

Şekil 4-306: Model 7'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.1.5.Model 7'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 11,37 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,16 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-307).



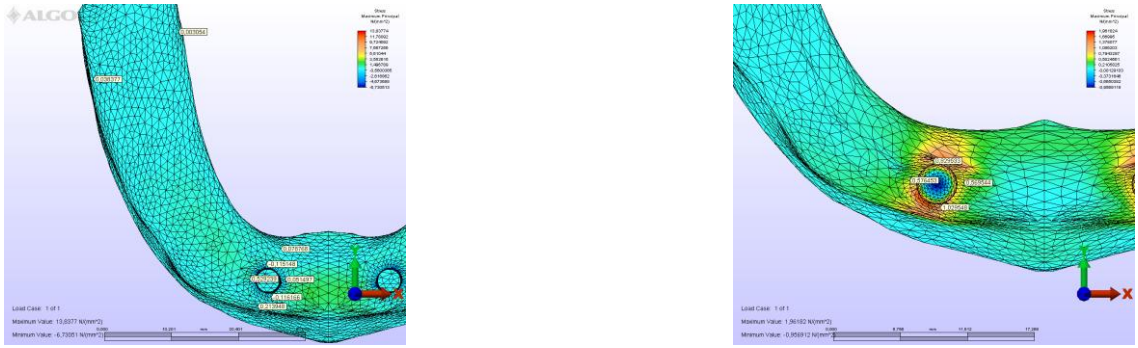
(a) **(b)**

Şekil 4-307: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,02 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,52 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-308).

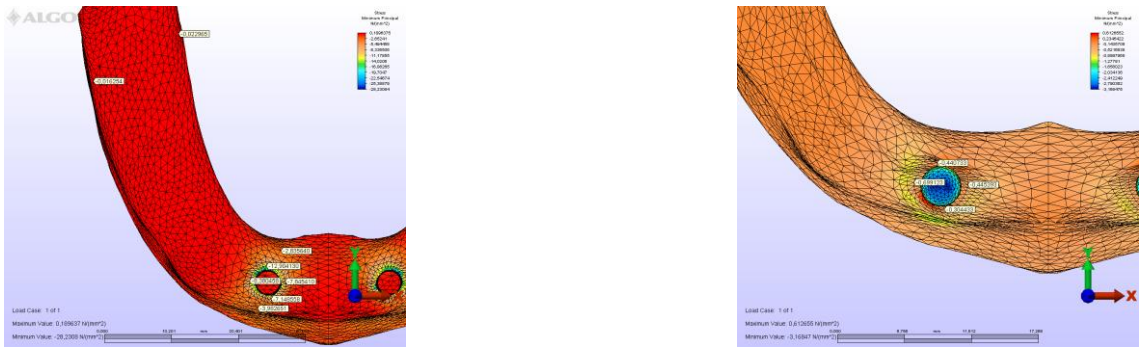


(a) **(b)**

Şekil 4-308: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -12,90 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,70 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-309).

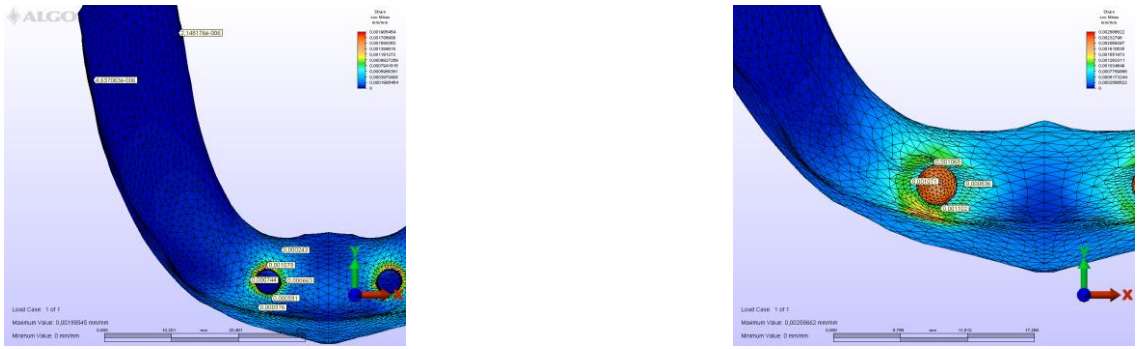


(a) **(b)**

Şekil 4-309: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 1 102 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 079 olarak bulunmuştur (Şekil 4-310).

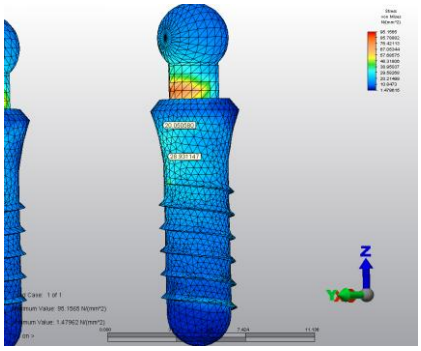


(a) **(b)**

Şekil 4-310: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

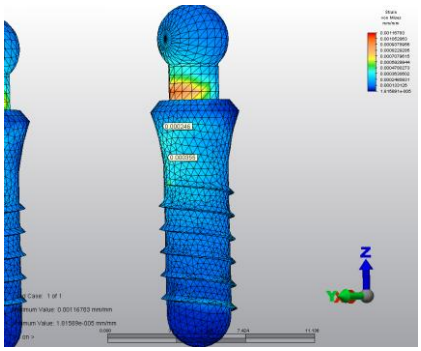
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 28,93 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 20,05 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-311).



Şekil 4-311: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

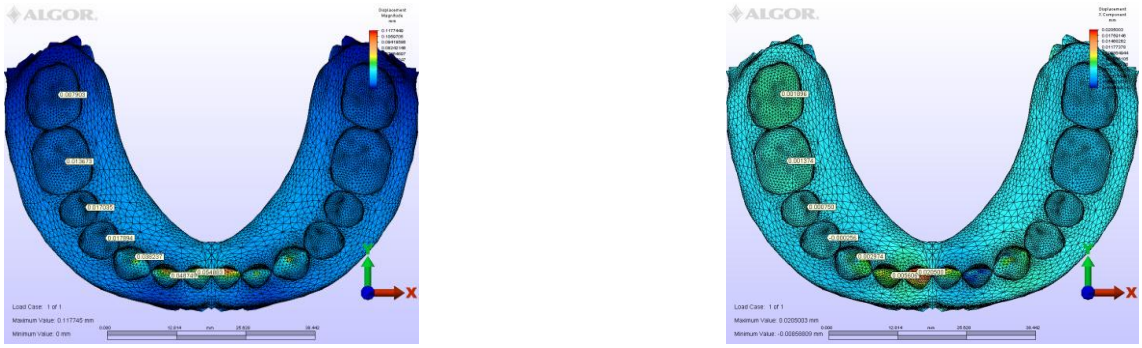
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 355, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 246 olarak bulunmuştur (Şekil 4-312).



Şekil 4-312: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

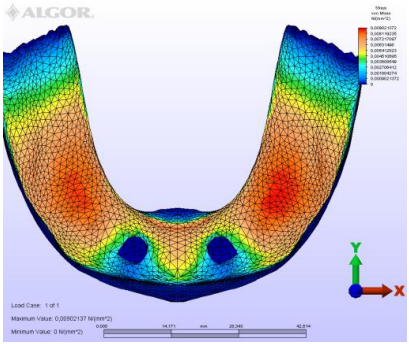
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,054883 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-313).



(a) **(b)**

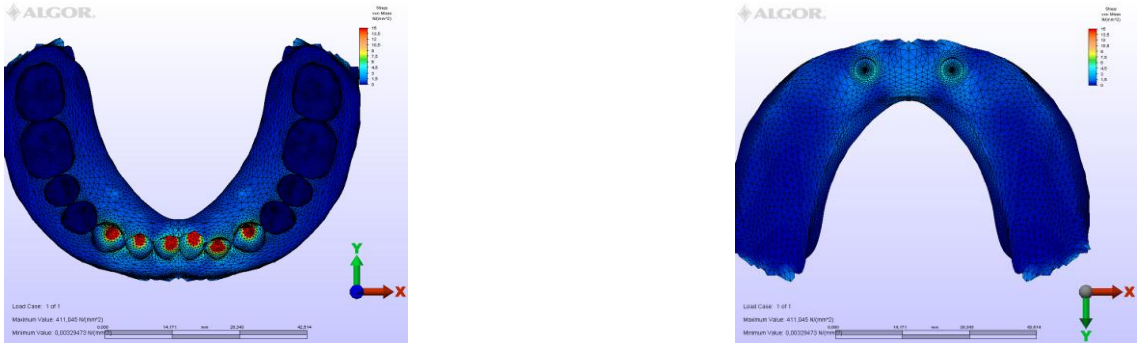
Şekil 4-313: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların mezial ve distalindeki alveol kretinin tepesinde, bukkalinde ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-314).



Şekil 4-314: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezial ve distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-315).



(a) **(b)**

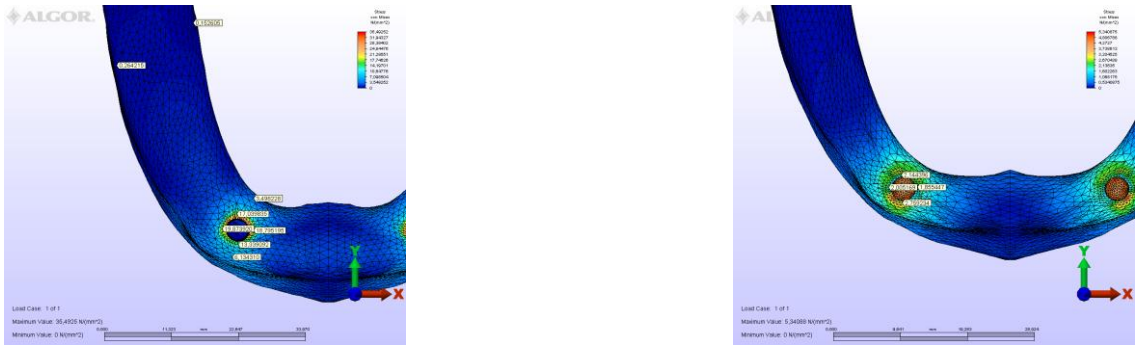
Şekil 4-315: Model 7'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.2.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde Kanin (3.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 8)

4.3.2.1.Model 8'de Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 19,87 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,76 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-316).

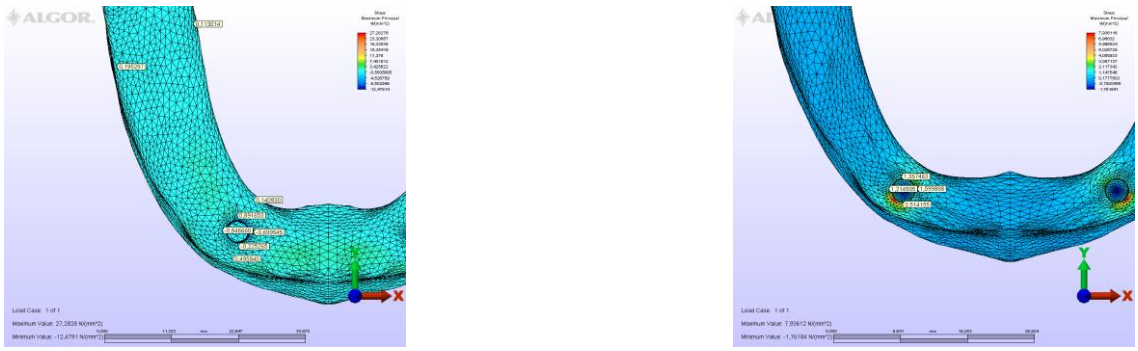


(a) **(b)**

Şekil 4-316: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde 3,51 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,89 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-317).

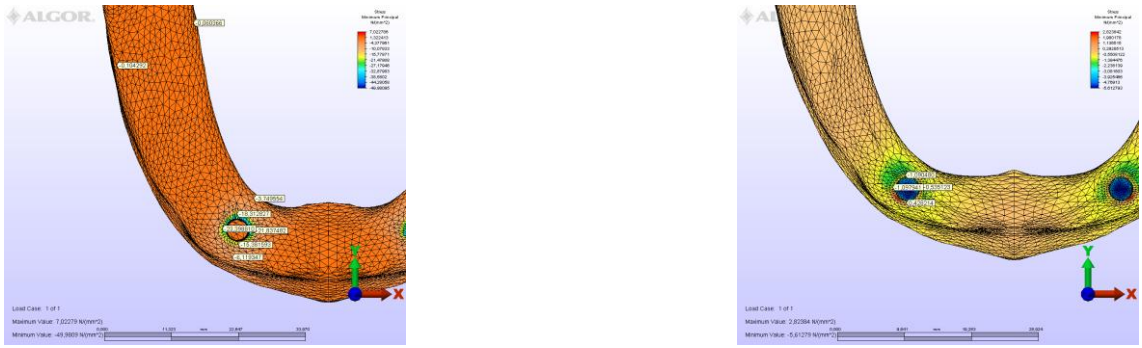


(a) **(b)**

Şekil 4-317: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -23,40 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,10 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-318).

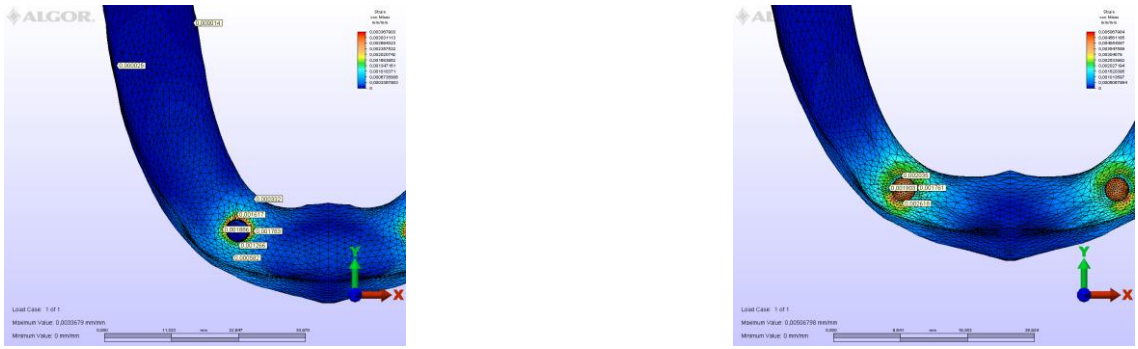


(a) **(b)**

Şekil 4-318: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 2 618 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 886 olarak bulunmuştur (Şekil 4-319).

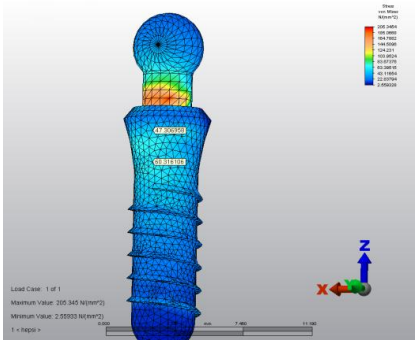


(a) **(b)**

Şekil 4-319: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

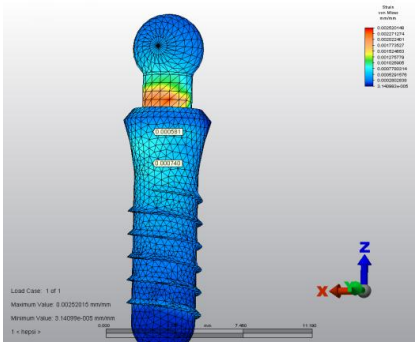
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 60,31 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 47,30 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-320).



Şekil 4-320: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 740, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 581 olarak bulunmuştur (Şekil 4-321).



Şekil 4-321: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

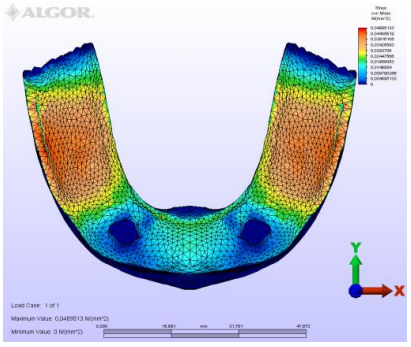
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,105821 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-322).



(a) **(b)**

Şekil 4-322: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların distalinde kalan alveol kretinin tepesinde, bukkalinde ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-323).



Şekil 4-323: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezial, distal ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-324).



(a) **(b)**

Şekil 4-324: Model 8'de tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.2.2.Model 8'de Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 5,91 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,72 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-325).



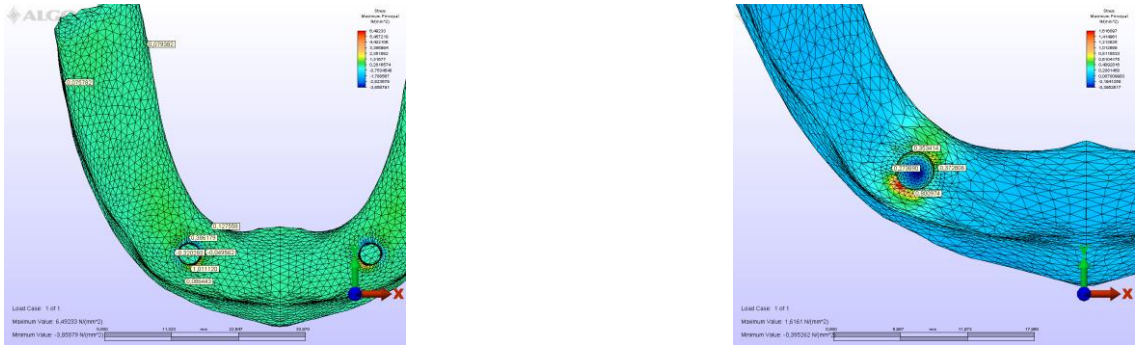
(a) **(b)**

Şekil 4-325: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,01 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,80 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-326).



(a) **(b)**

Şekil 4-326: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma (Minimum Principal) Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -6,76 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,36 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-327).



(a) **(b)**

Şekil 4-327: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların lingual boyun bölgesinde 680 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 560 olarak bulunmuştur (Şekil 4-328).

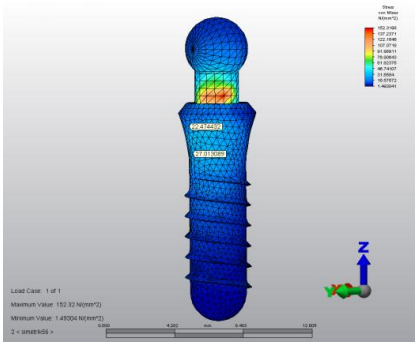


(a) **(b)**

Şekil 4-328: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

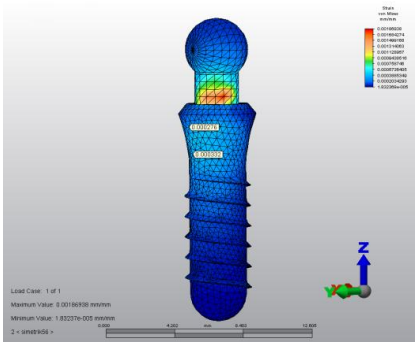
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 27,01 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 22,47 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-329).



Şekil 4-329: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

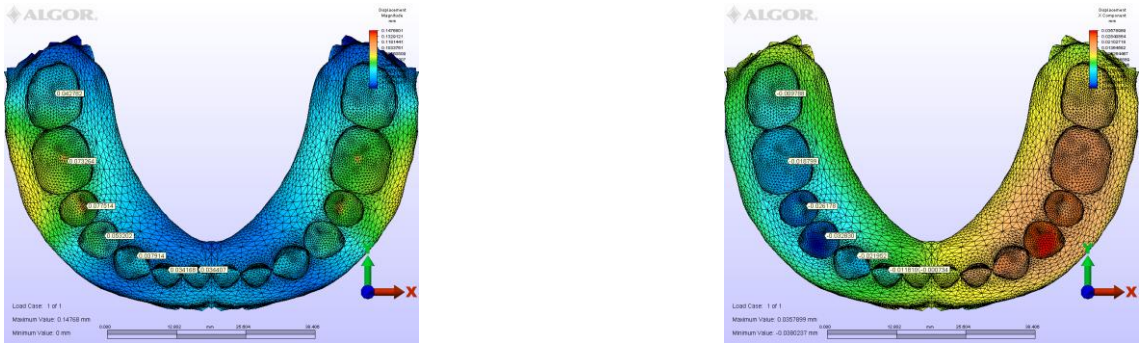
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 332, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 276 olarak bulunmuştur (Şekil 4-330).



Şekil 4-330: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

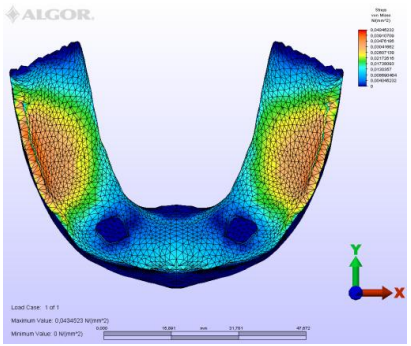
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,077514 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-331).



(a) **(b)**

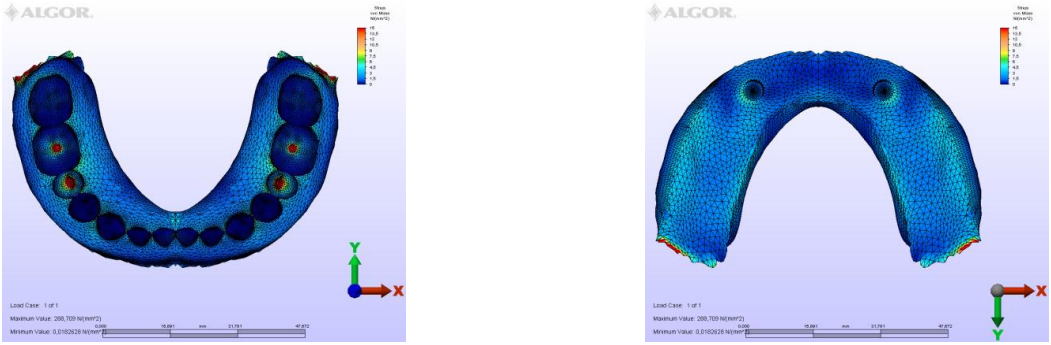
Şekil 4-331: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla yanak cebi bölgelerinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-332).



Şekil 4-332: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-333).



(a) **(b)**

Şekil 4-333: Model 8'de sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.2.3.Model 8'de Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

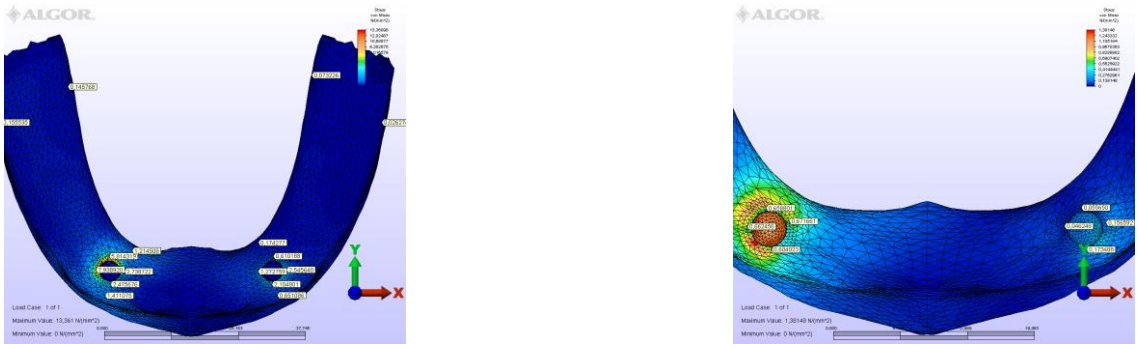
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,94 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,67 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 2,55 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,17 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-334).



(a) **(b)**

Şekil 4-334: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

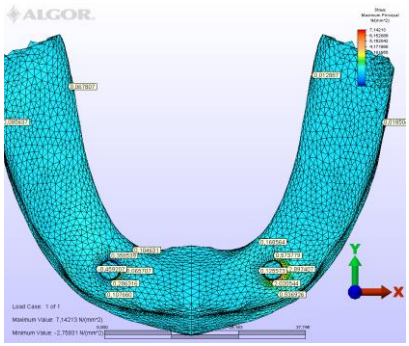
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

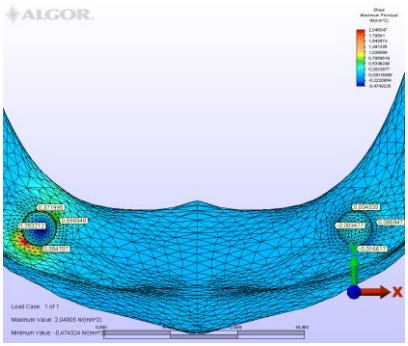
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 0,59 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların mezial boyun bölgesinde 0,45 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,90 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,09 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-335).



(a)



(b)

Şekil 4-335: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

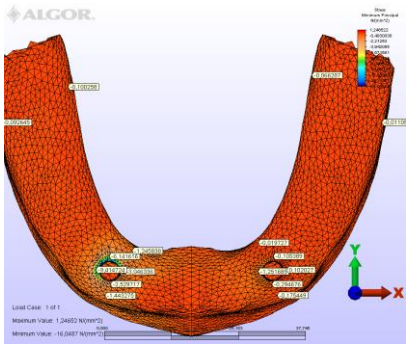
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

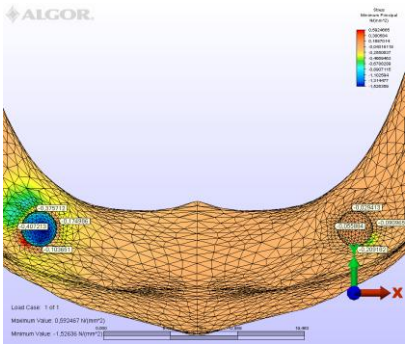
Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -9,41 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,41 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,25 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,21 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-336).



(a)



(b)

Şekil 4-336: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

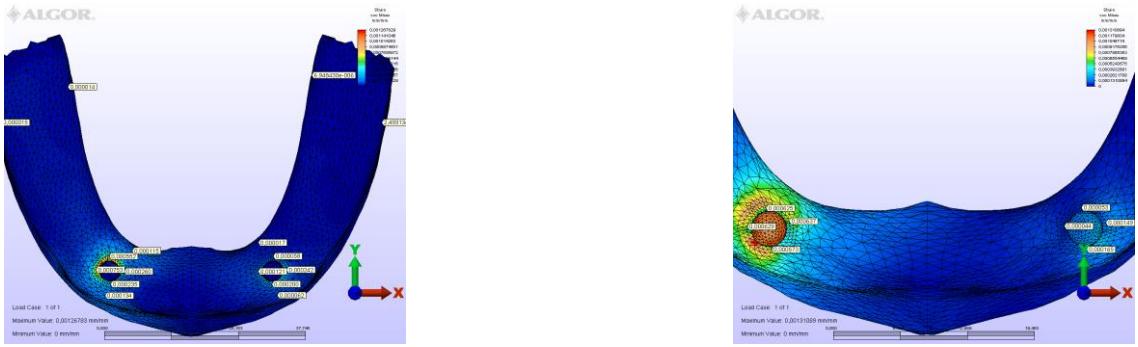
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 753 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 637 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 242 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 165 olarak bulunmuştur (Şekil 4-337).



(a) **(b)**

Şekil 4-337: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

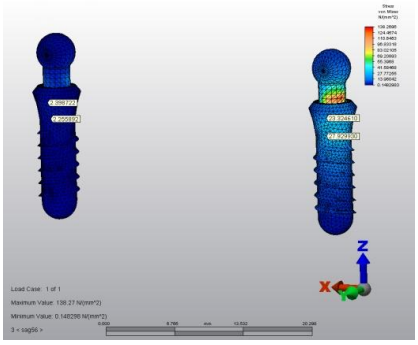
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 27,92 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 23,32 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 2,40 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 2,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-338).



Şekil 4-338: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

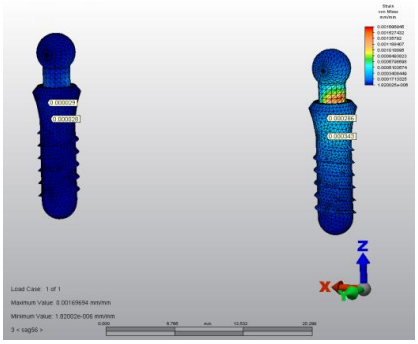
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 343, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 286 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

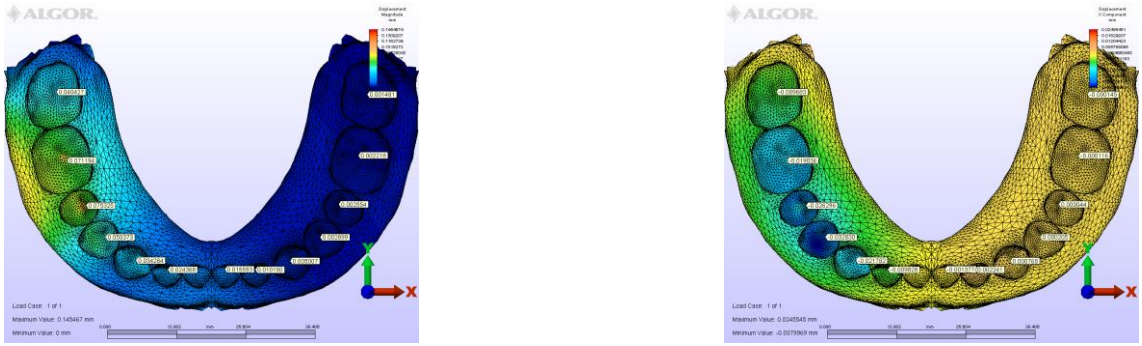
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 29, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 28 olarak bulunmuştur (Şekil 4-339).



Şekil 4-339: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

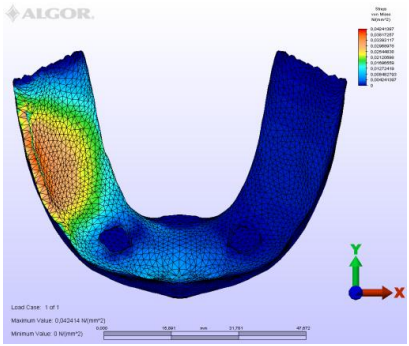
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,075325 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-340).



(a) **(b)**

Şekil 4-340: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-341).



Şekil 4-341: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-342).



(a) **(b)**

Şekil 4-342: Model 8'de sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.2.4.Model 8'de Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

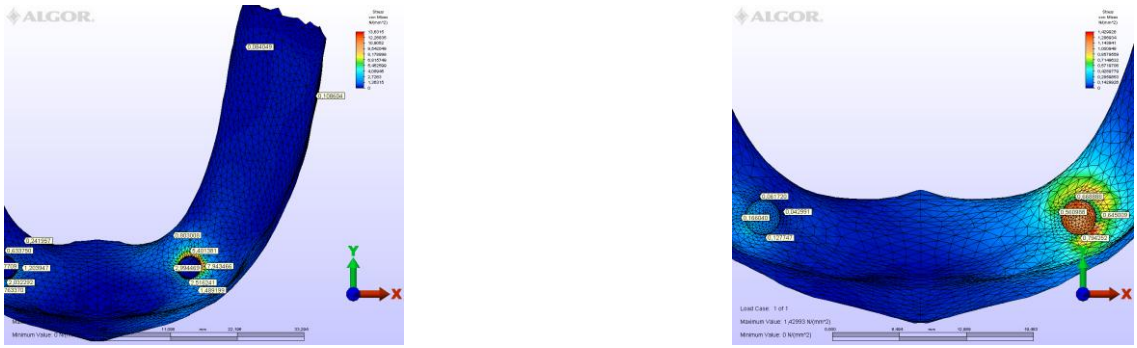
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 2,38 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,17 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 7,94 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,79 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-343).



(a) **(b)**

Şekil 4-343: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

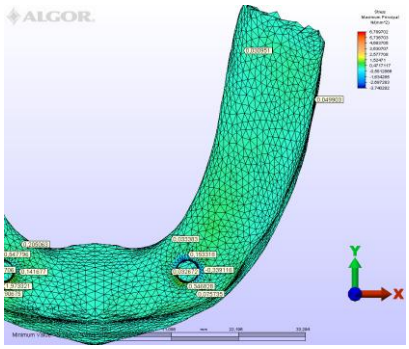
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

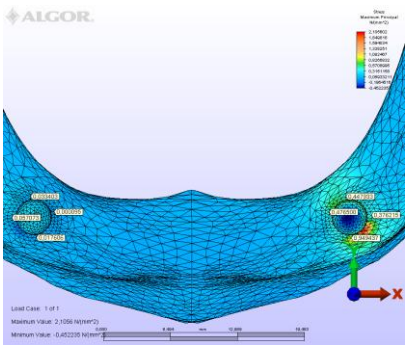
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,69 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,06 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 0,94 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-344).



(a)



(b)

Şekil 4-344: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

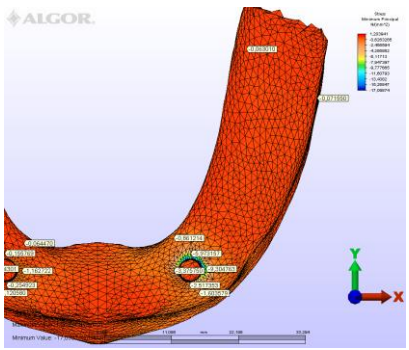
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

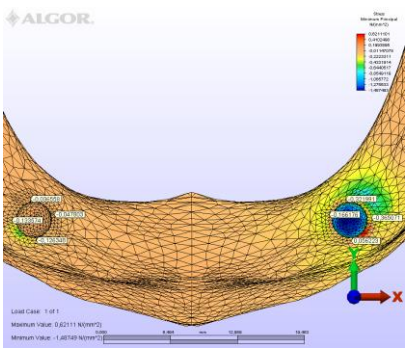
Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -1,16 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,13 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -9,30 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,37 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-345).



(a)



(b)

Şekil 4-345: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

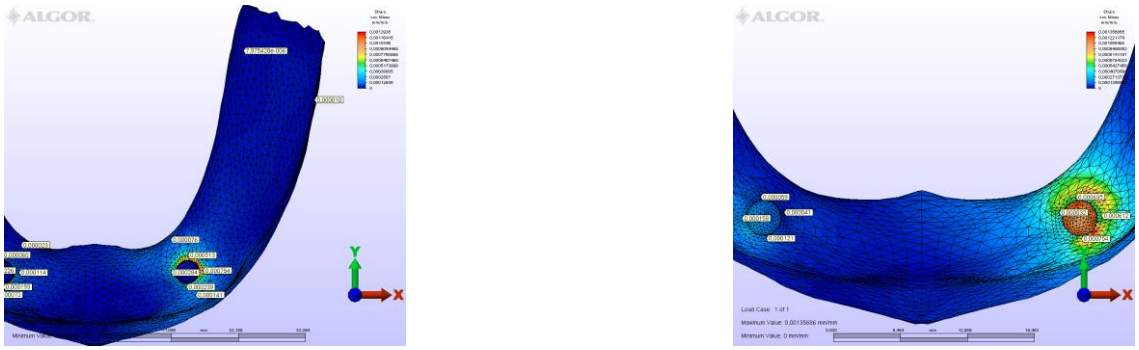
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 226 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 158 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 754 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 554 olarak bulunmuştur (Şekil 4-346).



(a) **(b)**

Şekil 4-346: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

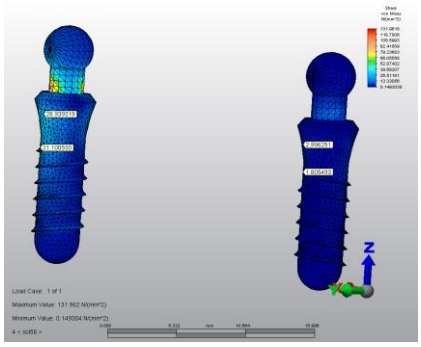
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 3,00 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 1,81 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 28,94 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 21,10 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-347).



Şekil 4-347: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

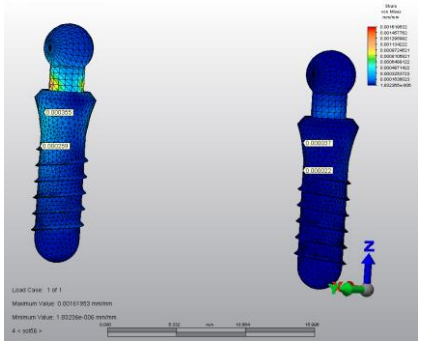
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 37, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 22 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

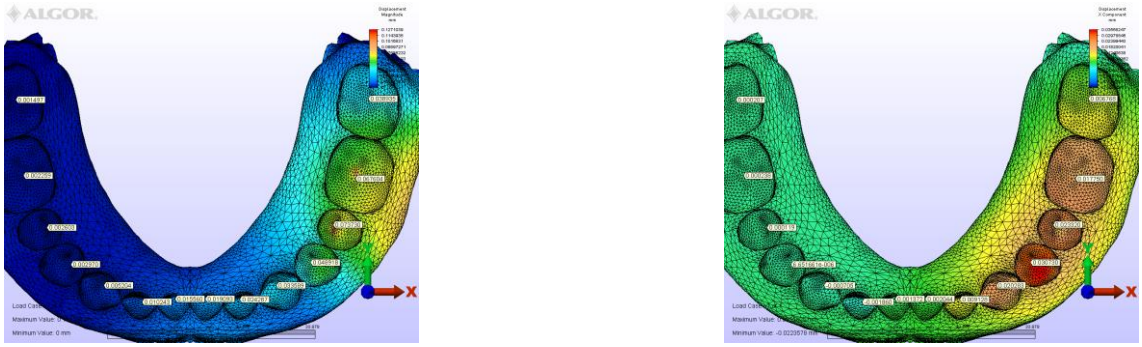
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 355, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 259 olarak bulunmuştur (Şekil 4-348).



Şekil 4-348: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

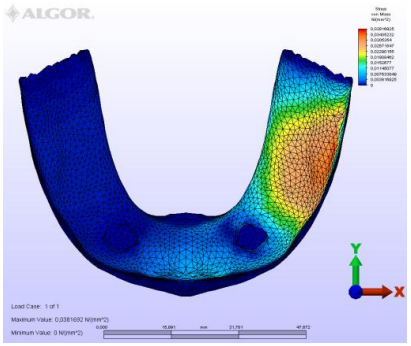
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,073730 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-349).



(a) **(b)**

Şekil 4-349: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-350).



Şekil 4-350: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-351).



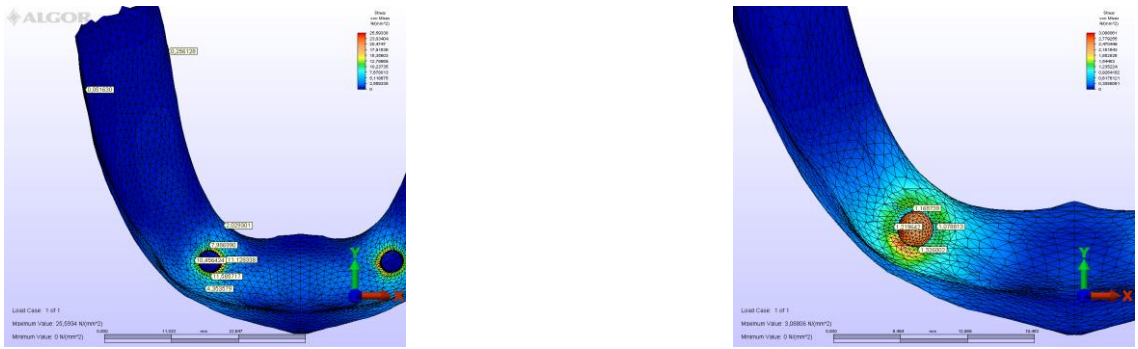
(a) **(b)**

Şekil 4-351: Model 8'de sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.2.5.Model 8'de Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 11,59 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,33 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-352).



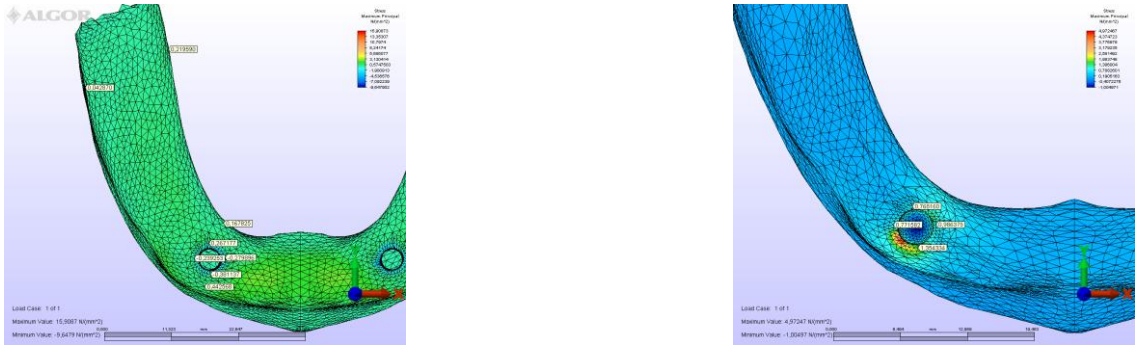
(a) **(b)**

Şekil 4-352: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri alveol kretinin ön bölgesinde 1,35 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,44 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-353).

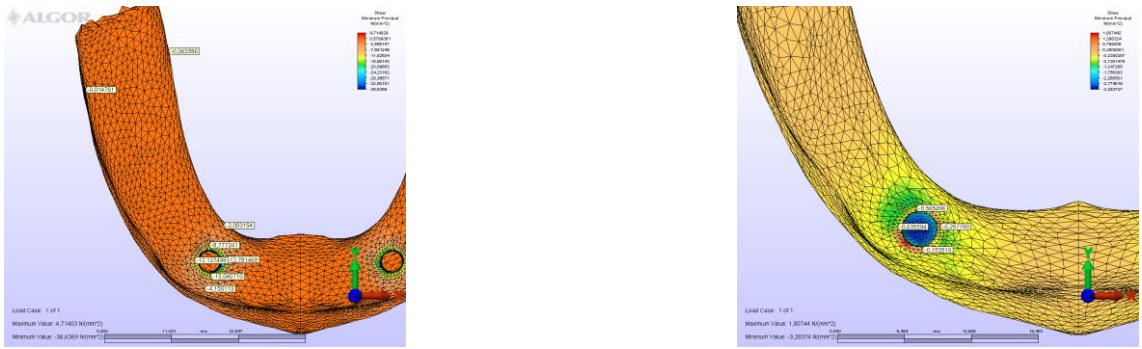


(a) **(b)**

Şekil 4-353: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde -13,04 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,64 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-354).

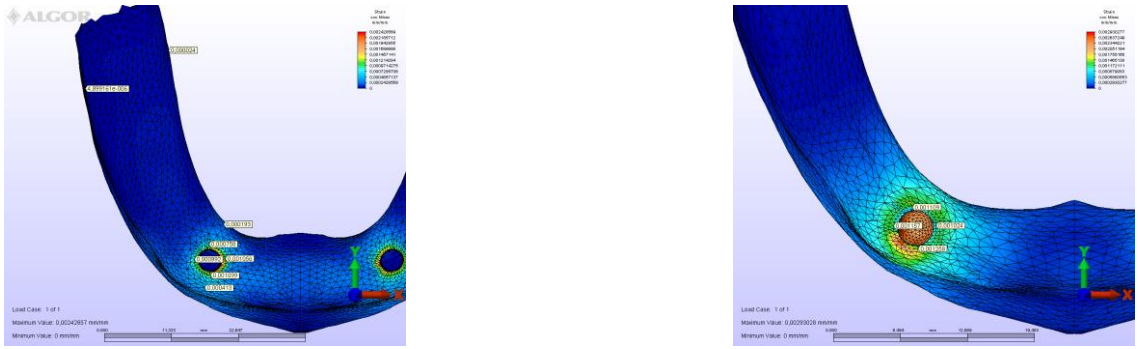


(a) **(b)**

Şekil 4-354: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1 258 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde 1 099 olarak bulunmuştur (Şekil 4-355).

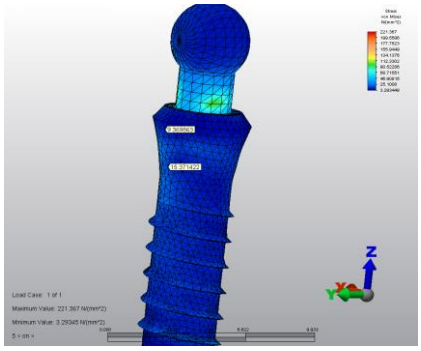


(a) **(b)**

Şekil 4-355: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

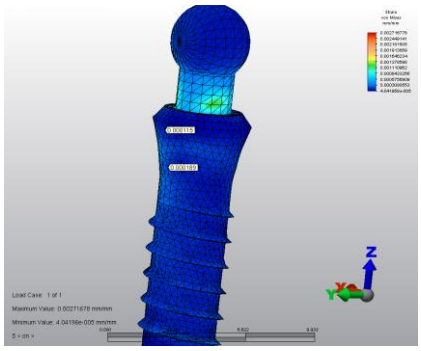
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 15,37 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 9,36 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-356).



Şekil 4-356: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

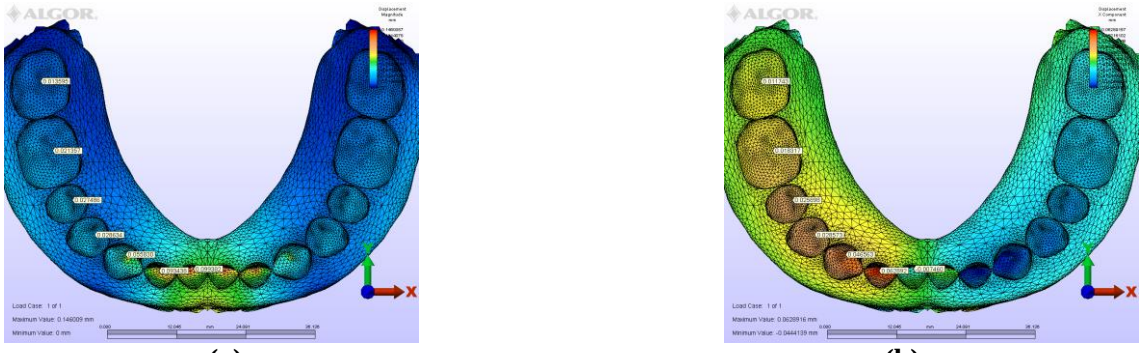
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 189, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 115 olarak bulunmuştur (Şekil 4-357).



Şekil 4-357: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

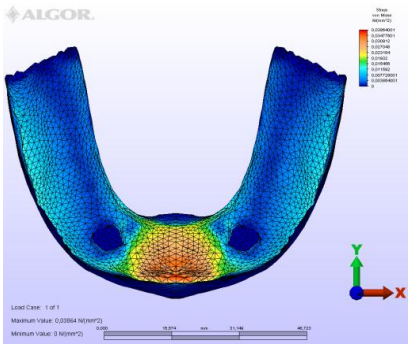
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı diş bölgesinde 0,099382 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-358).



(a) **(b)**

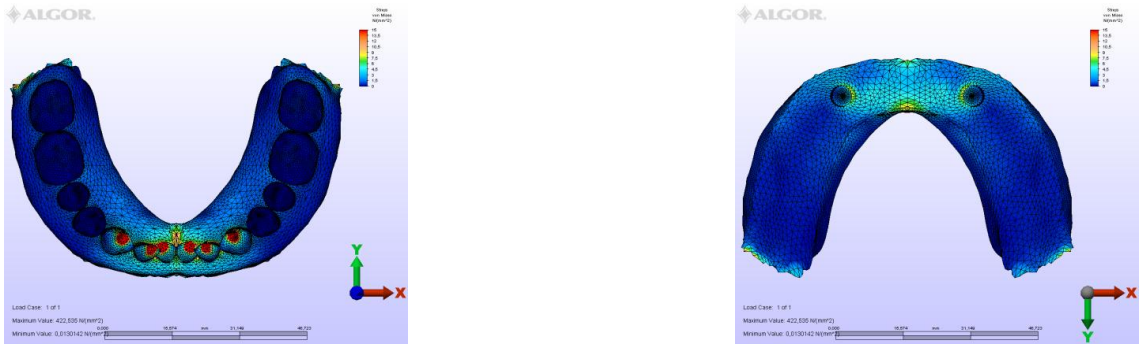
Şekil 4-358: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki bölgede biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-359).



Şekil 4-359: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezialinde ve implantlar arasındaki bölgenin lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-360).



(a) **(b)**

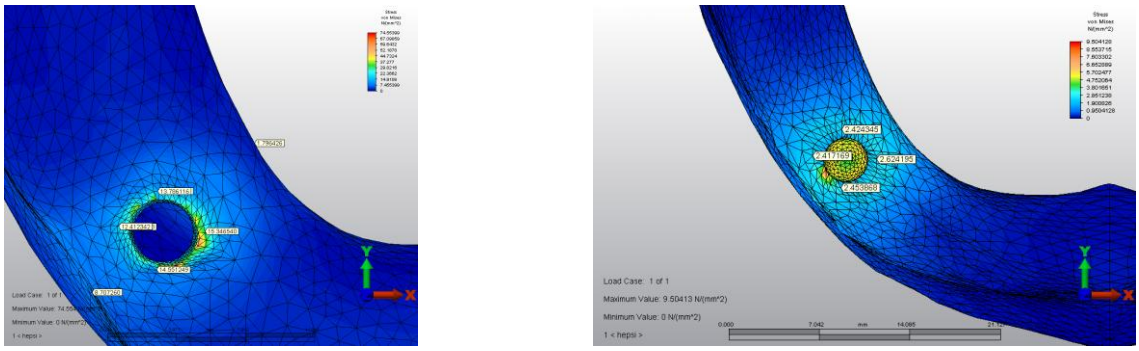
Şekil 4-360: Model 8'de kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.3.Yuvarlak Alt Çene Kemiğinde 1.Premolar (4.diş) Bölgelerine Yerleştirilen İmplantlarda Elde Edilen Bulgular-(Model 9)

4.3.3.1.Model 9'da Tüm Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 15,35 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 2,62 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-361).

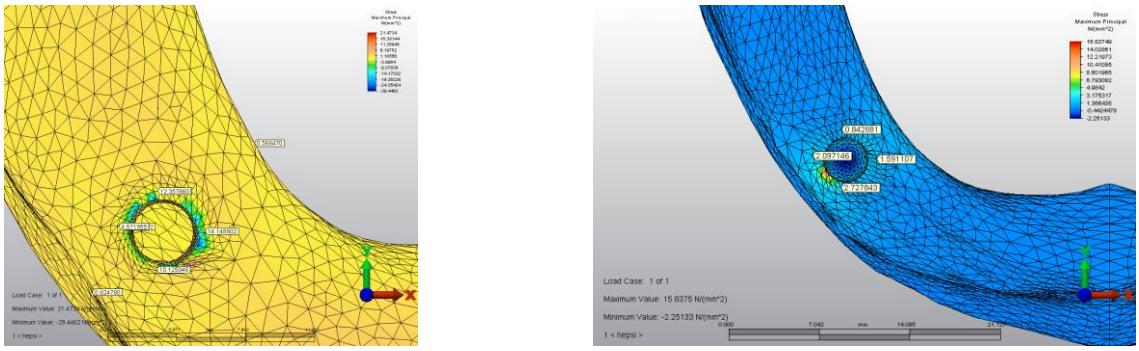


(a) **(b)**

Şekil 4-361: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 14,15 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 2,73 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-362).

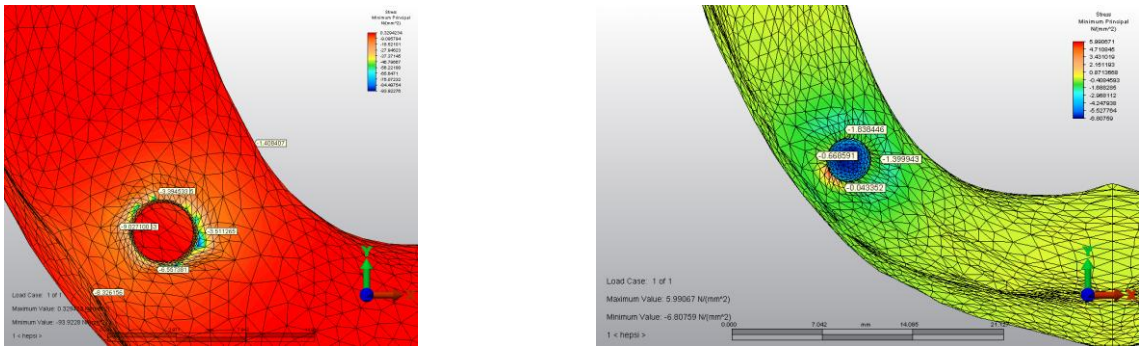


(a) **(b)**

Şekil 4-362: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -9,03 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -1,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-363).

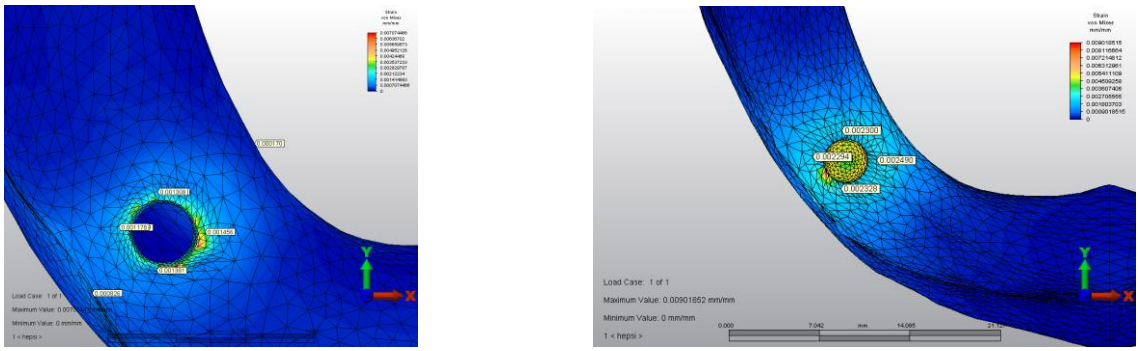


(a) **(b)**

Şekil 4-363: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 2 490 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 1 456 olarak bulunmuştur (Şekil 4-364).

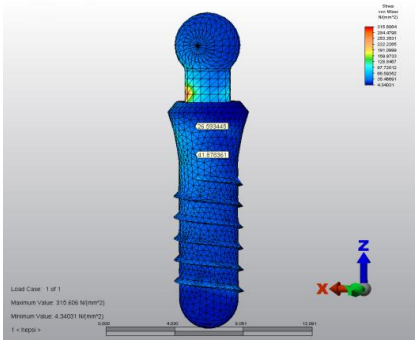


(a) **(b)**

Şekil 4-364: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

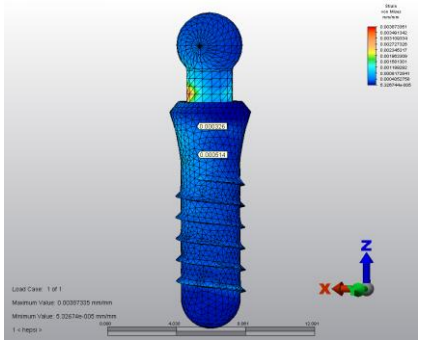
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 41,87 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 26,59 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-365).



Şekil 4-365: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 514, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 326 olarak bulunmuştur (Şekil 4-366).



Şekil 4-366: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

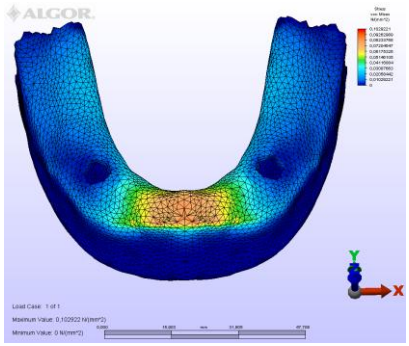
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgelerinde 0,177742 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-367).



(a) **(b)**

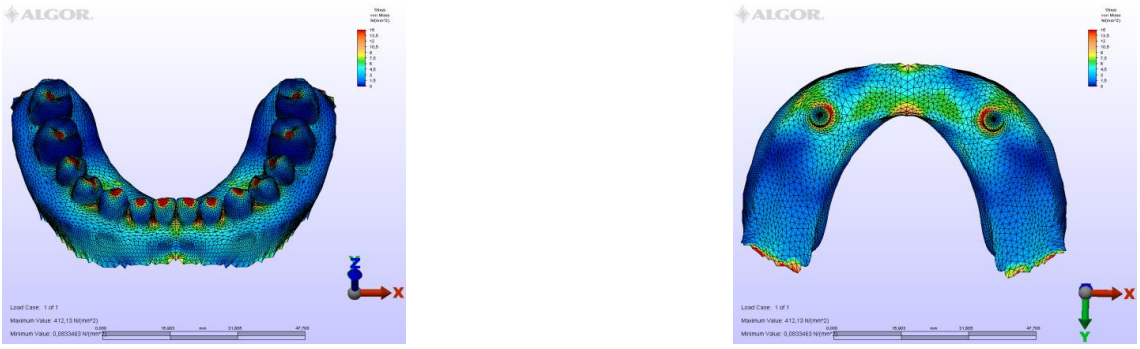
Şekil 4-367: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki alveol kretinin tepesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-368).



Şekil 4-368: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların meziali ile tutucular arasındaki bölgenin bukkalinde ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-369).



(a) **(b)**

Şekil 4-369: Model 9'da tüm dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.3.2.Model 9'da Sağ Ve Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 9,79 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,77 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-370).



(a) **(b)**

Şekil 4-370: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,06 MPa olarak saptanmıştır.

Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,59 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-371).



(a) **(b)**

Şekil 4-371: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -12,84 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,59 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-372).



(a) **(b)**

Şekil 4-372: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 929 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 731 olarak bulunmuştur (Şekil 4-373).

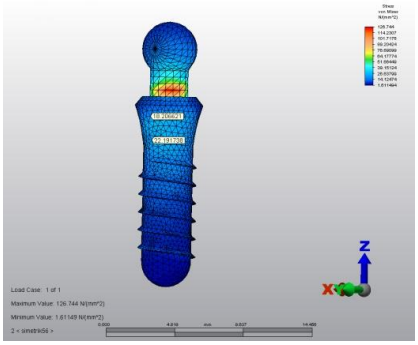


(a) **(b)**

Şekil 4-373: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

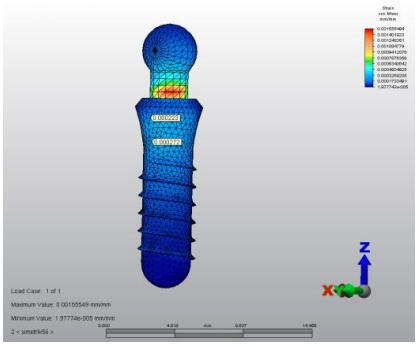
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 22,19 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 18,20 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-374).



Şekil 4-374: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 272, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 223 olarak bulunmuştur (Şekil 4-375).



Şekil 4-375: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

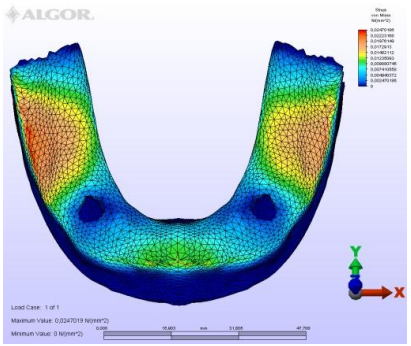
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 5 numaralı dişler bölgesinde 0,048560 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde negatif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-376).



(a) **(b)**

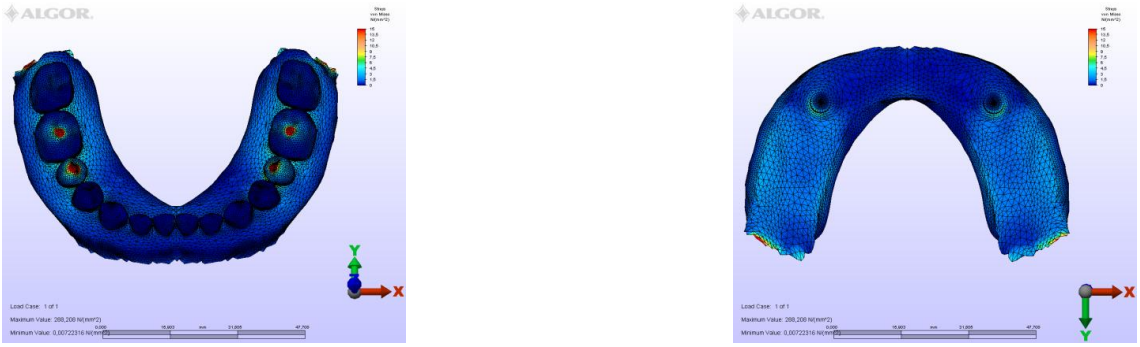
Şekil 4-376: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantların distalinde alveol kretinin tepesi ile yanak cebi bölgelerinde ve implantların mezialinde alveol kretinin bukkalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-377).



Şekil 4-377: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-378).



(a) **(b)**

Şekil 4-378: Model 9'da sağ ve sol çift taraflı 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.3.3.Model 9'da Sağ 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

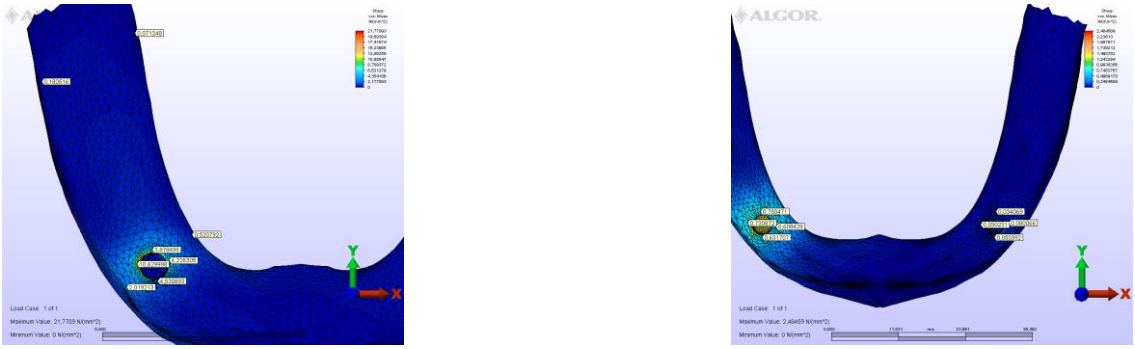
Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 10,63 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,78 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 1,40 MPa olarak implantların bukkal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,08 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-379).



(a) **(b)**

Şekil 4-379: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

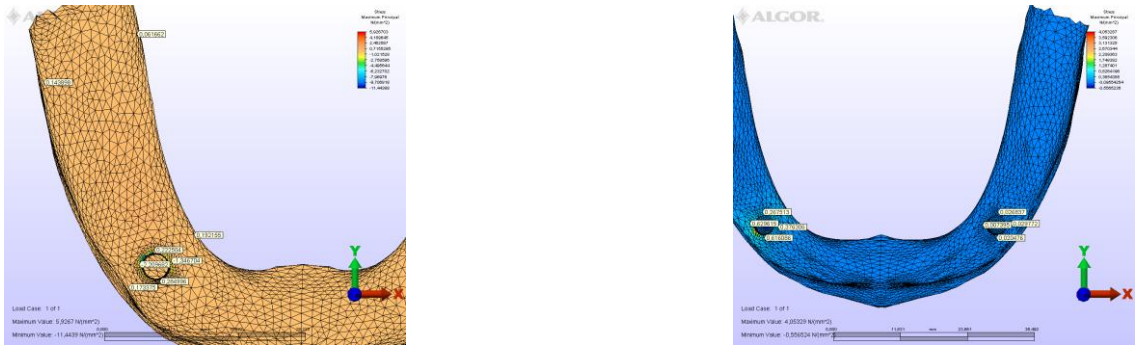
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 2,21 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,63 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,36 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,03 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-380).



(a) **(b)**

Şekil 4-380: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

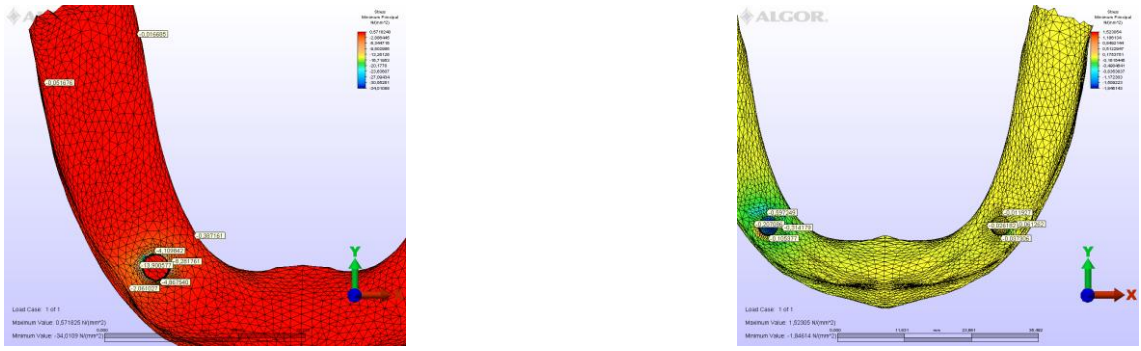
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -13,90 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,60 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -0,80 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,06 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-381).



(a) **(b)**

Şekil 4-381: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

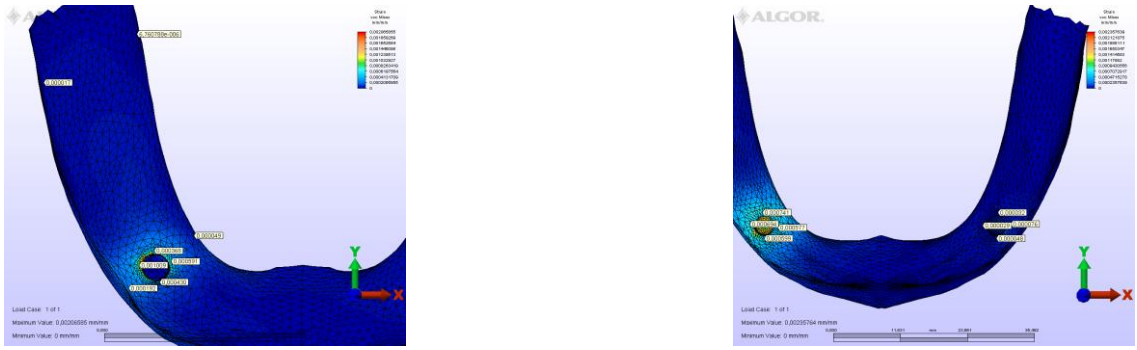
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 1 009 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 741 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 133 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 76 olarak bulunmuştur (Şekil 4-382).



(a) **(b)**

Şekil 4-382: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

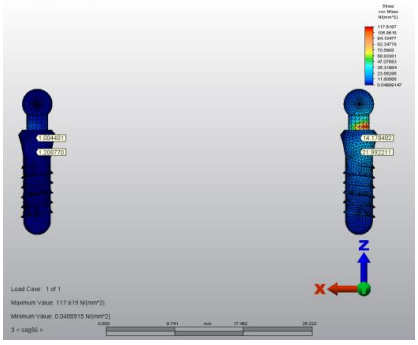
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 21,99 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 14,17 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1,20 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 1,00 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-383).



Şekil 4-383: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

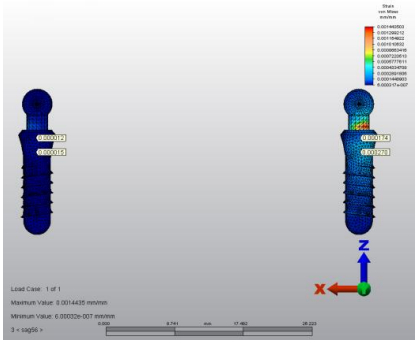
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 270, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 174 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

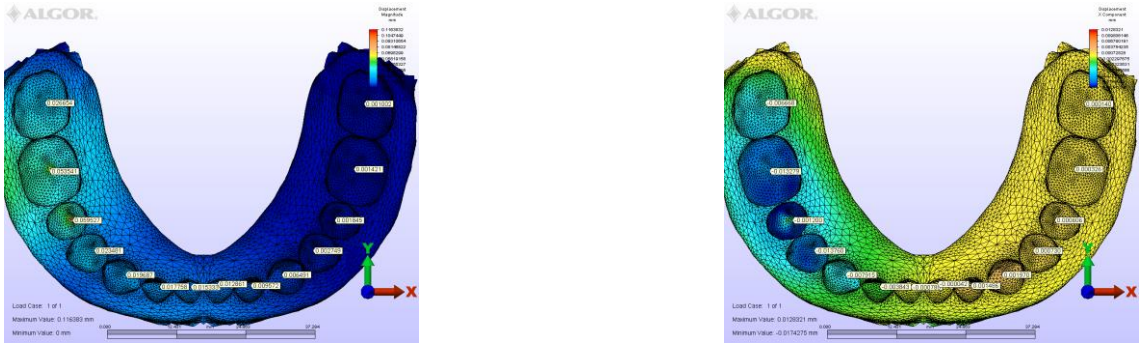
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 15, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 12 olarak bulunmuştur (Şekil 4-384).



Şekil 4-384: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

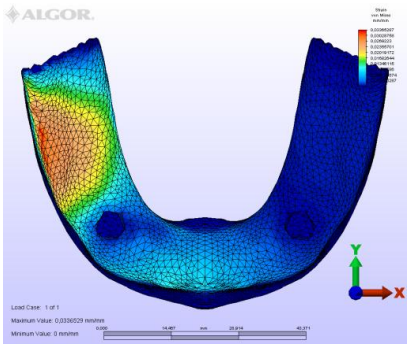
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sağ 5 numaralı diş bölgesinde 0,059527 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sağ tarafta negatif, sol tarafta pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-385).



(a) **(b)**

Şekil 4-385: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sağ implantın distalindeki alveol kretinin tepesi ve sağ yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-386).



Şekil 4-386: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sağ implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-387).



(a) **(b)**

Şekil 4-387: Model 9'da sağ 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.3.4.Model 9'da Sol 1. Molar Ve 2. Premolar Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 0,89 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,06 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 9,42 MPa olarak implantların distal boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 0,74 MPa olarak implantların lingual boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-388).



(a) **(b)**

Şekil 4-388: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

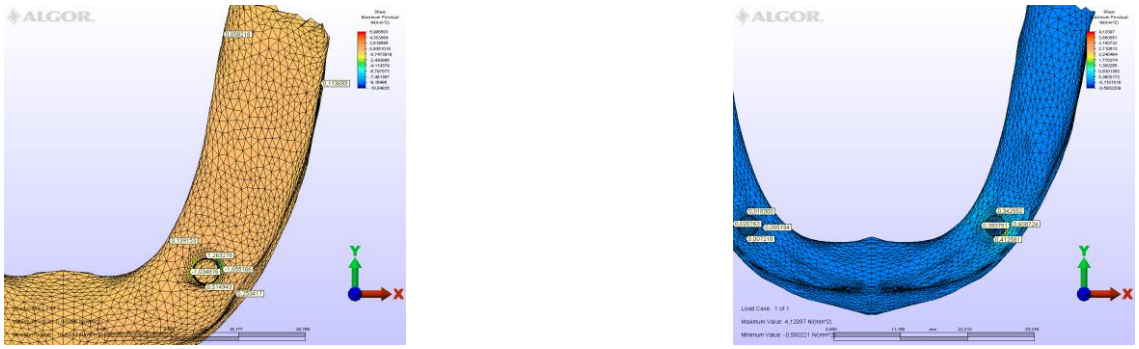
Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,10 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,02 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde 1,66 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların distal boyun bölgesinde 0,61 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-389).



(a) **(b)**

Şekil 4-389: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

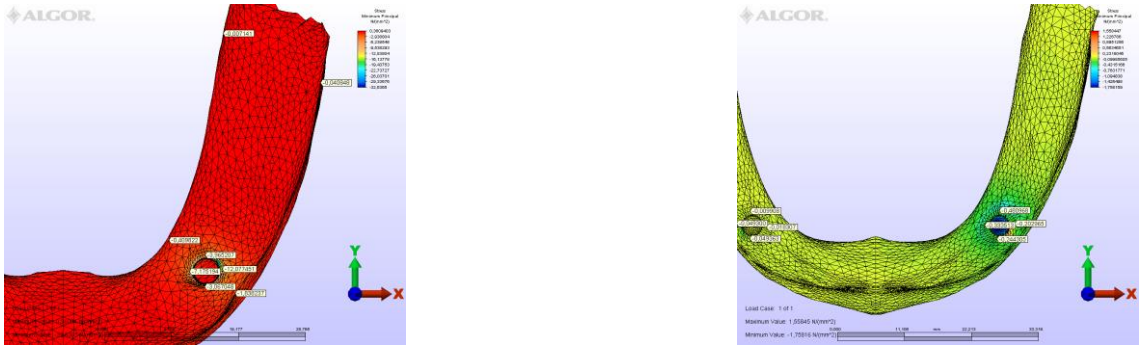
Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -0,69 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,05 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -12,08 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,48 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-390).



(a) **(b)**

Şekil 4-390: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

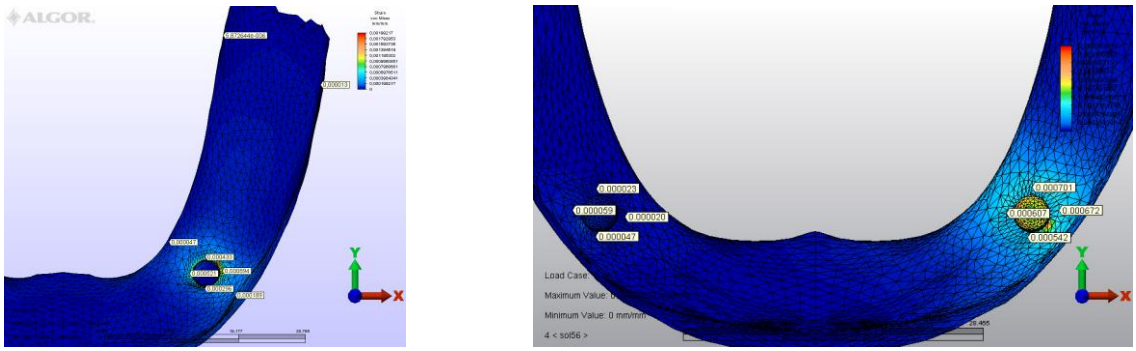
Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 85 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde 59 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların distal boyun bölgesinde 894 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde 701 olarak bulunmuştur (Şekil 4-391).



(a) **(b)**

Şekil 4-391: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

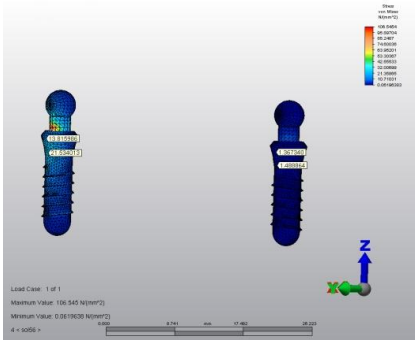
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 1,48 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 1,36 MPa olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 21,53 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 13,81 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-392).



Şekil 4-392: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

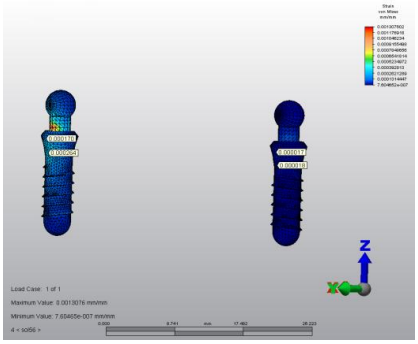
İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Sağ İmplant

Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 18, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 17 olarak bulunmuştur.

Sol İmplant

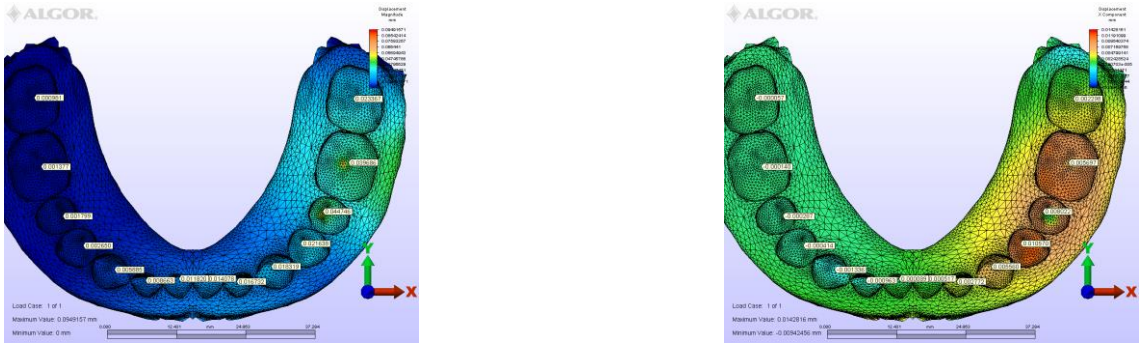
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 264, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 170 olarak bulunmuştur (Şekil 4-393).



Şekil 4-393: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

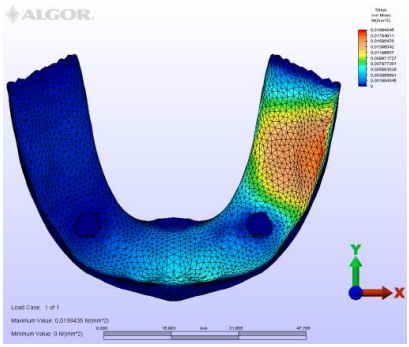
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri sol 5 numaralı diş bölgesinde 0,044746 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde sağ tarafta negatif, sol tarafta pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-394).



(a) **(b)**

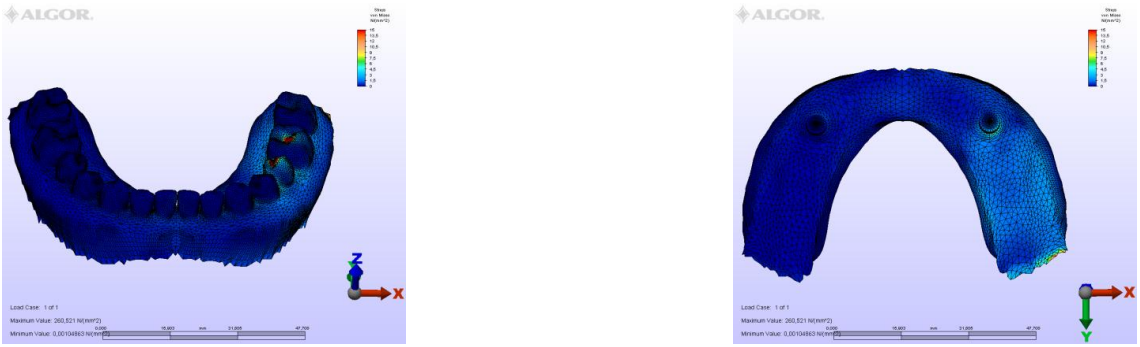
Şekil 4-394: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla sol implantın distalindeki alveol kretinin tepesi ve sol yanak cebi bölgesinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-395).



Şekil 4-395: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla sol implant tutucunun distalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-396).



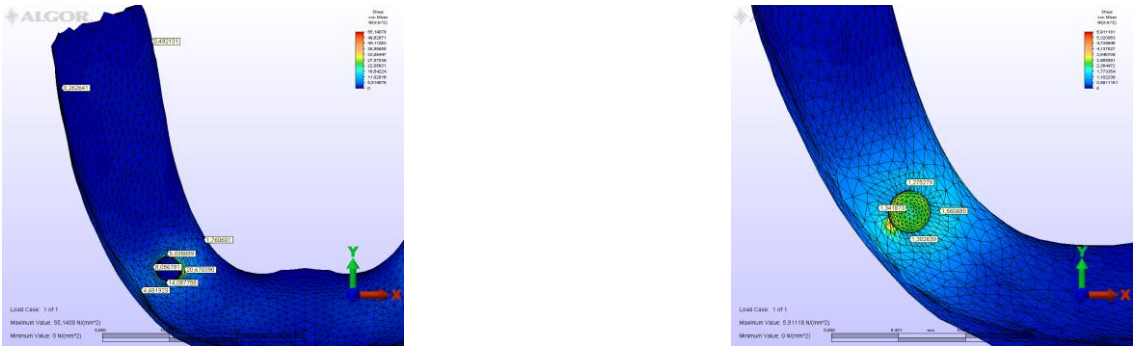
(a) **(b)**

Şekil 4-396: Model 9'da sol 1. molar ve 2. premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

4.3.3.5.Model 9'da Kesici Dişlerin Oklüzal Yüzeylerinden Aynı Anda Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerinin Analizi

Von Misses Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte elde edilen maksimum von mises gerilme değeri 20,67 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur. Trabeküler kemikte ise 1,56 MPa olarak implantların mezial boyun bölgesinde bulunmuştur (Şekil 4-397).

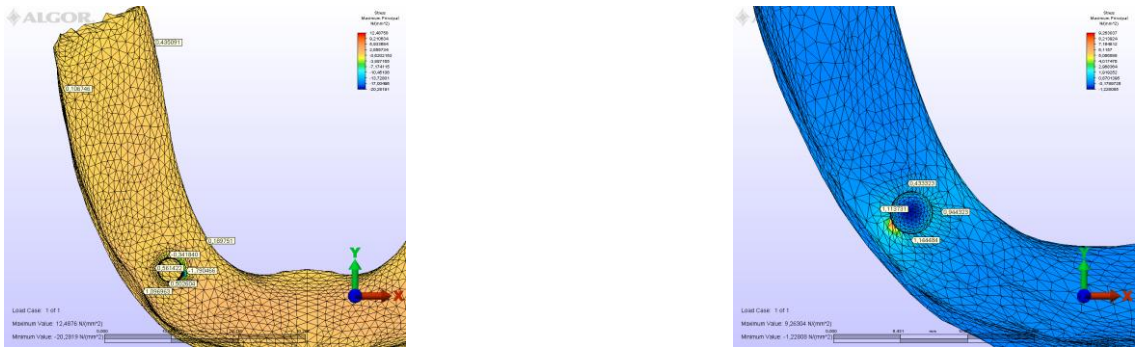


(a) **(b)**

Şekil 4-397: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen Von Misses gerilme dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde 1,79 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 1,14 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-398).

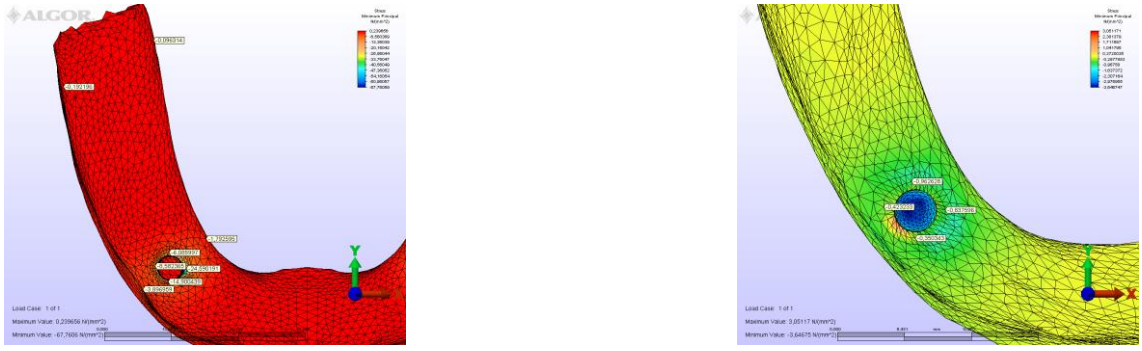


(a) **(b)**

Şekil 4-398: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen çekme gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -24,59 MPa değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,96 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-399).

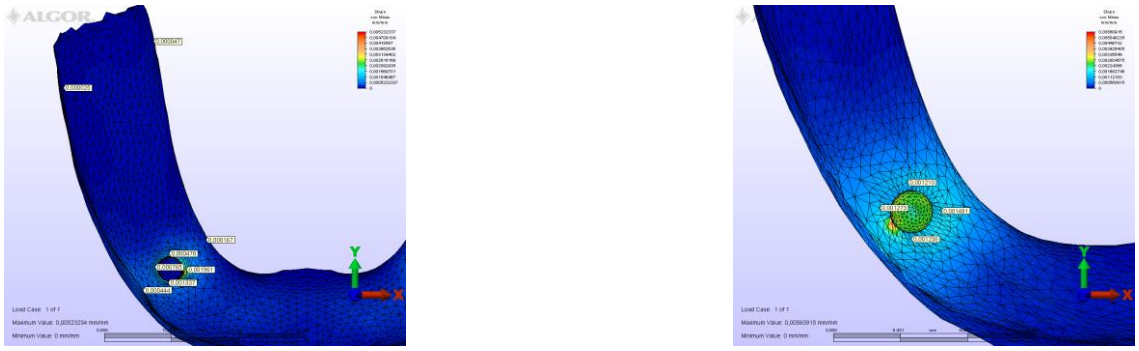


(a) **(b)**

Şekil 4-399: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen basma gerilmesi dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum gerinim değeri implantların mezial boyun bölgesinde 1 961 değerinde elde edilmiştir. Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde 1 481 olarak bulunmuştur (Şekil 4-400).

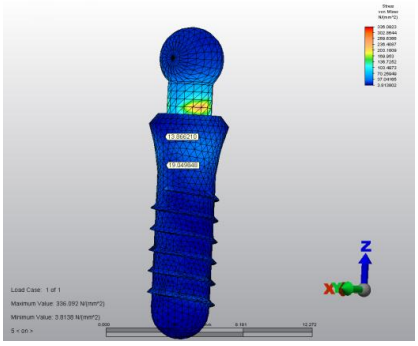


(a) **(b)**

Şekil 4-400: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen strain dağılımı. (a)Kortikal kemikte, (b)Trabeküler kemikte

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

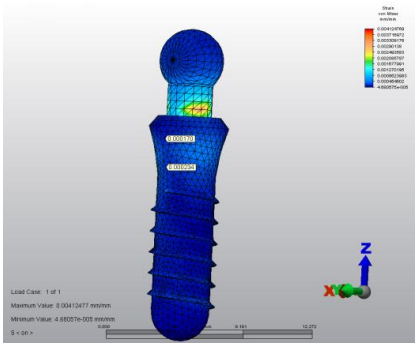
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 19,04 MPa, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 13,86 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-401).



Şekil 4-401: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı.

İmplantların Boyun Bölgelerindeki Strain (Gerinim) Değerlerine Ait Bulgular

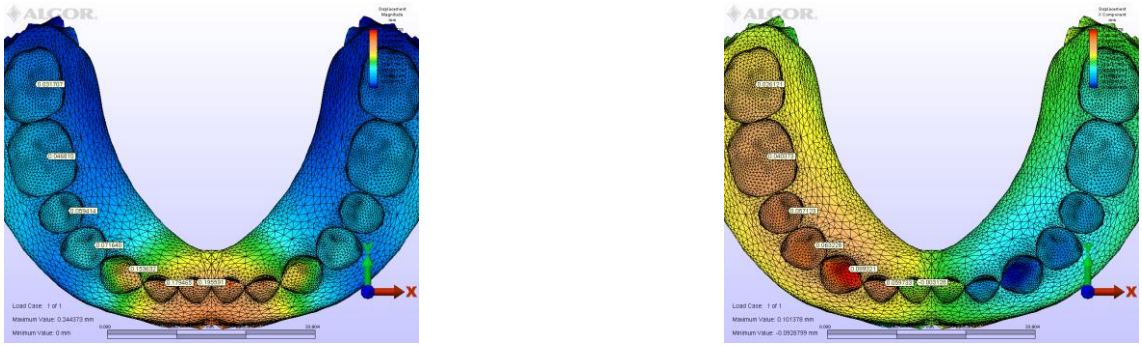
Kortikal kemiğin yapışma yüzeyinde 234, trabeküler kemiğin yapışma yüzeyinde ise 170 olarak bulunmuştur (Şekil 4-402).



Şekil 4-402: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgelerinde elde edilen strain dağılımı.

Yer Değiştirme Değerlerine Ait Bulgular

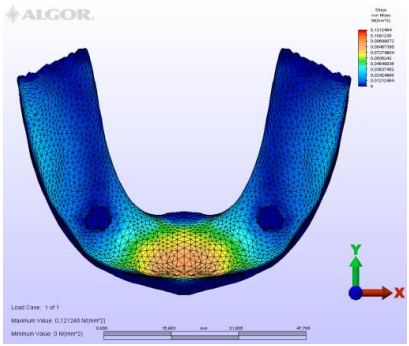
Protezde elde edilen maksimum displacement değeri 1 numaralı dişler bölgesinde 0,105591 mm olarak bulunmuştur. X ekseninde yapılan ölçümlerde pozitif yönde bir hareket olduğu görülmüştür (Şekil 4-403).



(a) **(b)**

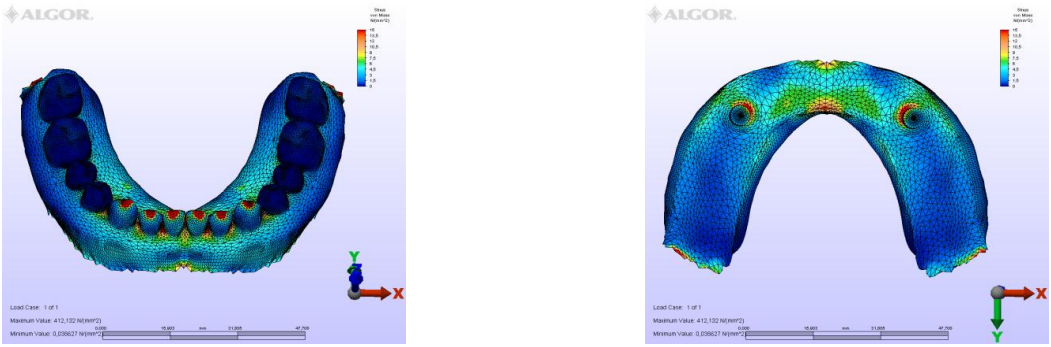
Şekil 4-403: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında elde edilen displacement değerleri.(a) X eksenindeki ölçümler.(b)

Mukoza üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde gerilmenin en fazla implantlar arasındaki alveol kretinin tepesinde ve bukkalinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-404).



Şekil 4-404: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında mukoza üzerinde elde edilen gerilme dağılımları.

Protez üzerinde yapılan gerilme ölçümlerinde de gerilmenin en fazla implant tutucuların mezialinde, tutucular arasındaki bölgenin de bukkal ve lingualinde biriktiği bulunmuştur (Şekil 4-405).



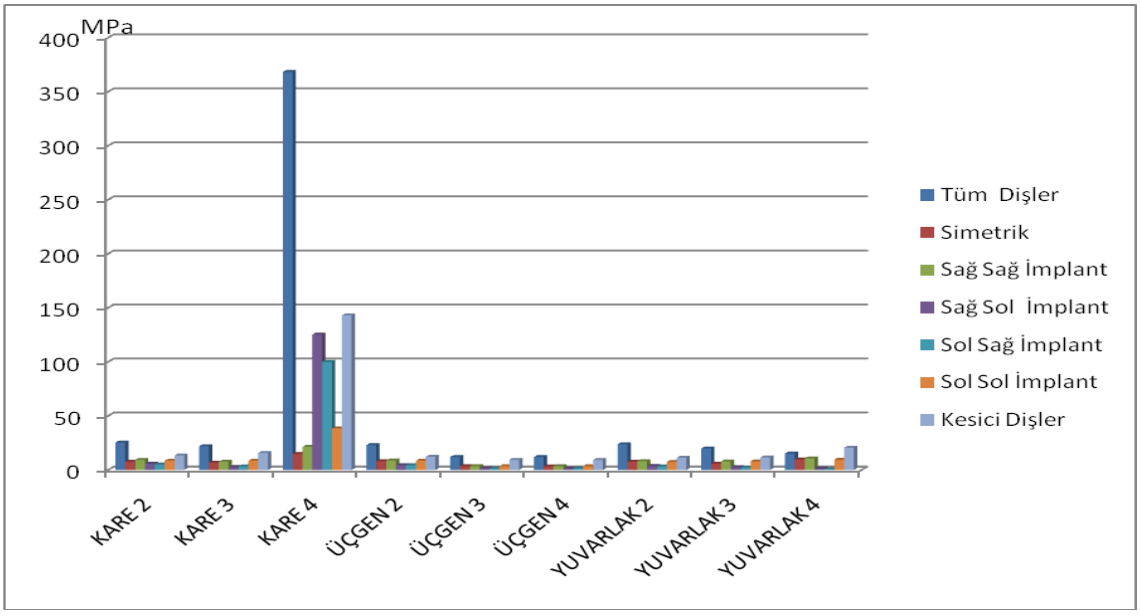
(a) **(b)**

Şekil 4-405: Model 9'da kesici dişlerin oklüzal yüzeylerinden aynı anda kuvvet uygulandığında protezde elde edilen gerilme dağılımları.

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte elde edilen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-1'de verilmiştir.

Tablo 4-1:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	25,44	7,62	9,32	5,75	5,25	8,54	13,5
KARE 3	21,91	6,86	7,7	2,75	3,4	8,58	15,74
KARE 4	368,43	14,82	21,48	125,25	100,04	38,52	142,98
ÜÇGEN 2	23,1	8,06	8,82	4,55	4,43	8,57	12,25
ÜÇGEN 3	12,03	3,53	3,65	1,64	1,52	3,62	9,39
ÜÇGEN 4	12,06	3,27	3,64	1,58	1,65	3,65	9,32
YUVARLAK 2	23,87	7,67	8,11	3,68	3,3	7,48	11,37
YUVARLAK 3	19,87	5,91	7,94	2,55	2,38	7,94	11,59
YUVARLAK 4	15,35	9,79	10,63	1,4	0,89	9,42	20,67

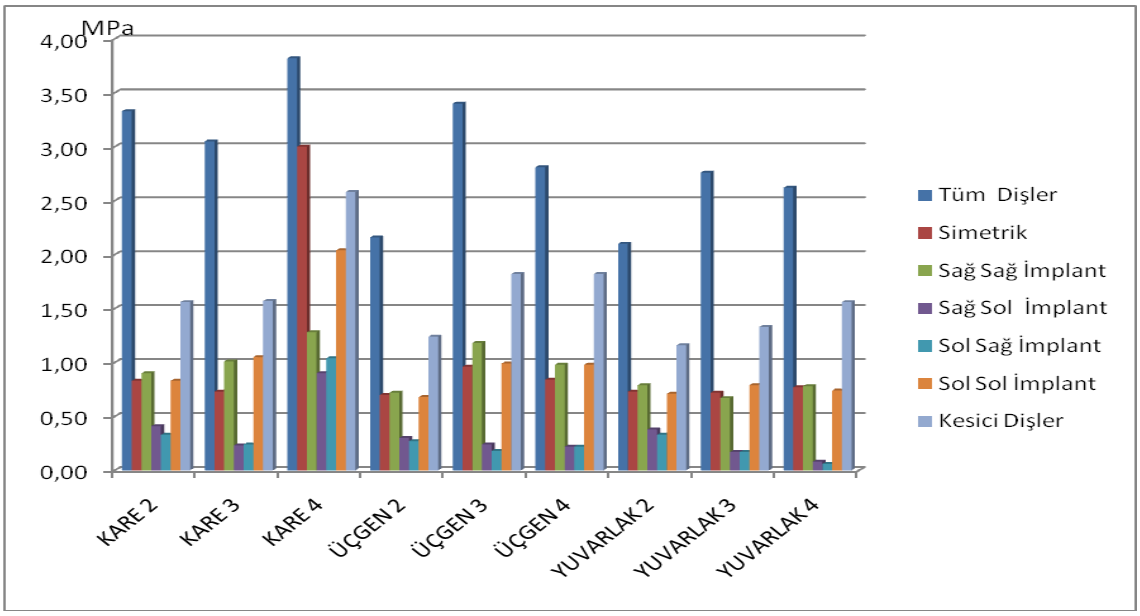


Şekil 4-406: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte elde edilen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-2'de verilmiştir.

Tablo 4-2:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	3,33	0,83	0,90	0,41	0,33	0,83	1,56
KARE 3	3,05	0,73	1,01	0,23	0,24	1,05	1,57
KARE 4	3,82	3,00	1,28	0,90	1,04	2,04	2,58
ÜÇGEN 2	2,16	0,70	0,72	0,30	0,27	0,68	1,24
ÜÇGEN 3	3,40	0,96	1,18	0,24	0,18	0,99	1,82
ÜÇGEN 4	2,81	0,84	0,98	0,22	0,22	0,98	1,82
YUVARLAK 2	2,10	0,73	0,79	0,38	0,33	0,71	1,16
YUVARLAK 3	2,76	0,72	0,67	0,17	0,17	0,79	1,33
YUVARLAK 4	2,62	0,77	0,78	0,08	0,06	0,74	1,56

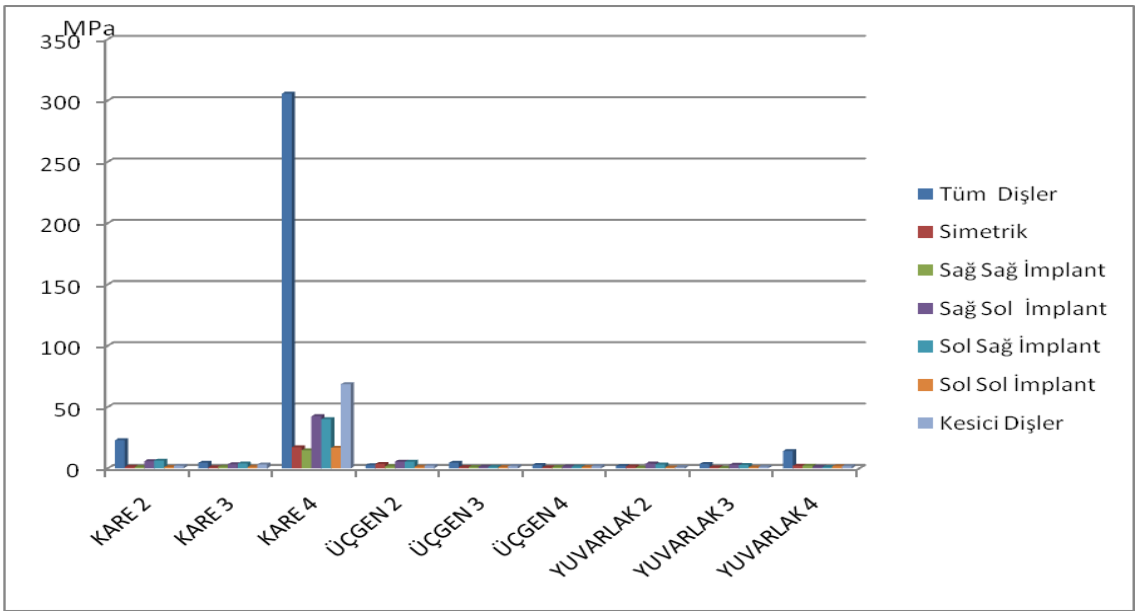


Şekil 4-407: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen Von Misses gerilme değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte elde edilen çekme gerilme değerleri Tablo 4-3'de verilmiştir.

Tablo 4-3:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	23,05	1,29	1,2	5,97	6,38	1,06	2,06
KARE 3	4,65	0,96	1,26	3,41	3,95	1,25	3,19
KARE 4	305,8	17,26	14,83	42,58	40,12	16,77	68,76
ÜÇGEN 2	2,57	3,63	1,64	5,55	5,45	1,38	2,14
ÜÇGEN 3	4,58	1,02	1,09	1,39	1,38	1,09	1,85
ÜÇGEN 4	2,8	0,82	1,07	1,45	1,51	1,09	1,84
YUVARLAK 2	2,04	1,59	0,62	3,92	3,22	0,79	1,02
YUVARLAK 3	3,51	1,01	0,59	2,9	2,69	0,94	1,35
YUVARLAK 4	14,15	2,06	2,21	1,36	1,1	1,66	1,79

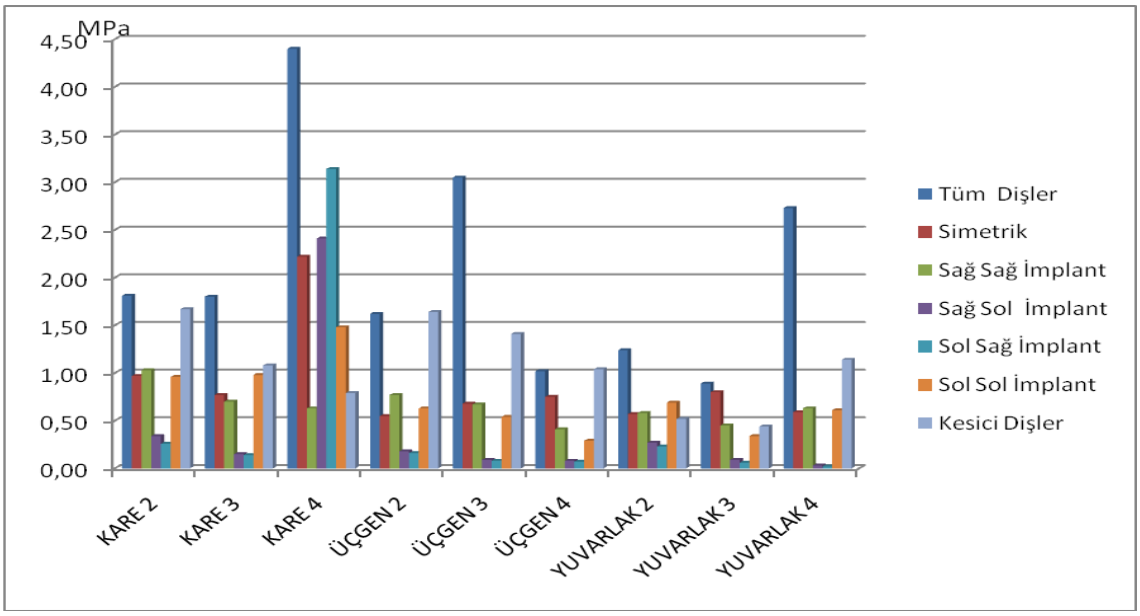


Şekil 4-408: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte elde edilen çekme gerilme değerleri Tablo 4-4'de verilmiştir.

Tablo 4-4:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	1,81	0,97	1,03	0,34	0,26	0,96	1,67
KARE 3	1,8	0,77	0,7	0,15	0,14	0,98	1,08
KARE 4	4,4	2,22	0,63	2,41	3,14	1,48	0,79
ÜÇGEN 2	1,62	0,55	0,77	0,18	0,16	0,63	1,64
ÜÇGEN 3	3,05	0,68	0,67	0,09	0,08	0,54	1,41
ÜÇGEN 4	1,02	0,75	0,41	0,08	0,07	0,29	1,04
YUVARLAK 2	1,24	0,57	0,58	0,27	0,23	0,69	0,52
YUVARLAK 3	0,89	0,8	0,45	0,09	0,06	0,34	0,44
YUVARLAK 4	2,73	0,59	0,63	0,03	0,02	0,61	1,14

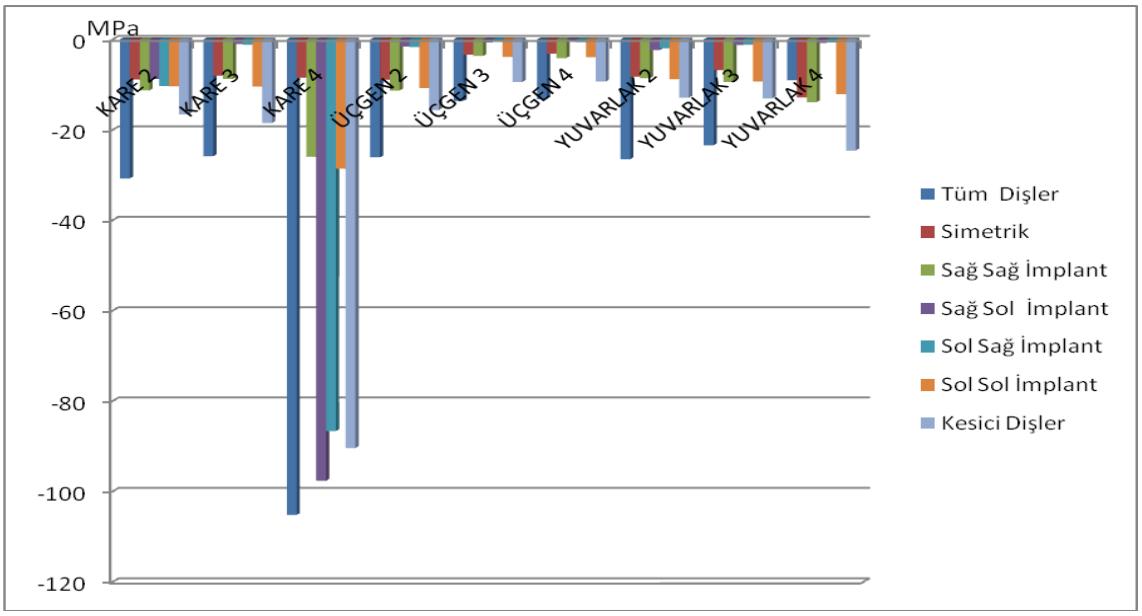


Şekil 4-409: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen çekme gerilmesi değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte elde edilen basma gerilme değerleri Tablo 4-5'de verilmiştir.

Tablo 4-5:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	-30,75	-8,83	-11,28	-8,74	-10,32	-10,38	-16,56
KARE 3	-25,84	-8,00	-8,76	-1,02	-1,19	-10,41	-18,48
KARE 4	-105,21	-8,45	-25,97	-97,62	-86,63	-28,57	-90,39
ÜÇGEN 2	-26,08	-8,90	-11,30	-1,54	-1,70	-10,76	-15,61
ÜÇGEN 3	-13,62	-3,34	-3,66	-0,66	-0,43	-3,88	-9,41
ÜÇGEN 4	-13,20	-3,12	-4,12	-0,50	-0,63	-3,91	-9,31
YUVARLAK 2	-26,51	-8,25	-8,56	-2,36	-1,98	-8,79	-12,90
YUVARLAK 3	-23,40	-6,76	-9,41	-1,25	-1,16	-9,30	-13,04
YUVARLAK 4	-9,03	-12,84	-13,90	-0,80	-0,69	-12,08	-24,59

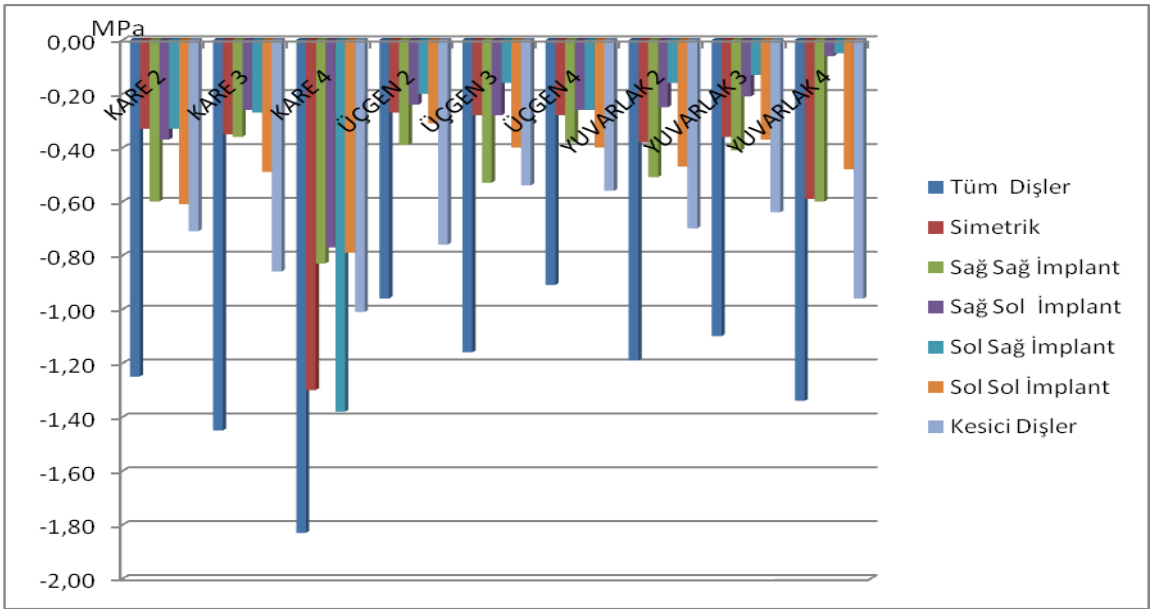


Şekil 4-410: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte elde edilen basma gerilme değerleri Tablo 4-6'da verilmiştir.

Tablo 4-6:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	-1,25	-0,33	-0,60	-0,37	-0,33	-0,61	-0,71
KARE 3	-1,45	-0,35	-0,36	-0,26	-0,27	-0,49	-0,86
KARE 4	-1,83	-1,30	-0,83	-0,77	-1,38	-0,79	-1,01
ÜÇGEN 2	-0,96	-0,27	-0,39	-0,24	-0,20	-0,31	-0,76
ÜÇGEN 3	-1,16	-0,28	-0,53	-0,28	-0,16	-0,40	-0,54
ÜÇGEN 4	-0,91	-0,28	-0,38	-0,26	-0,26	-0,40	-0,56
YUVARLAK 2	-1,19	-0,38	-0,51	-0,25	-0,16	-0,47	-0,70
YUVARLAK 3	-1,10	-0,36	-0,41	-0,21	-0,13	-0,37	-0,64
YUVARLAK 4	-1,34	-0,59	-0,60	-0,06	-0,05	-0,48	-0,96

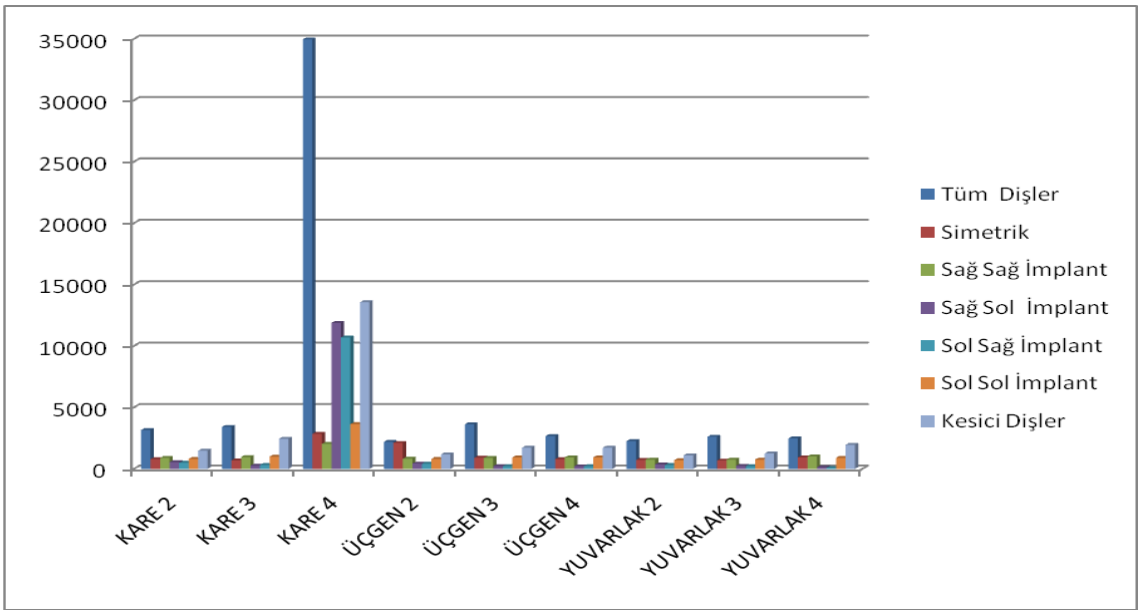


Şekil 4-411: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen basma gerilmesi değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte elde edilen strain değerleri Tablo 4-7'de verilmiştir.

Tablo 4-7:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen strain değerleri.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	3 160	790	885	546	498	811	1 479
KARE 3	3 415	688	958	261	322	1 000	2 448
KARE 4	34 960	2 849	2 038	11 885	10 697	3 655	13 567
ÜÇGEN 2	2 192	2 109	837	432	421	813	1 178
ÜÇGEN 3	3 628	910	886	225	215	937	1 725
ÜÇGEN 4	2 664	793	931	209	213	931	1 723
YUVARLAK 2	2 265	727	751	361	313	710	1 102
YUVARLAK 3	2 618	680	753	242	226	754	1 258
YUVARLAK 4	2 490	929	1009	133	85	894	1 961

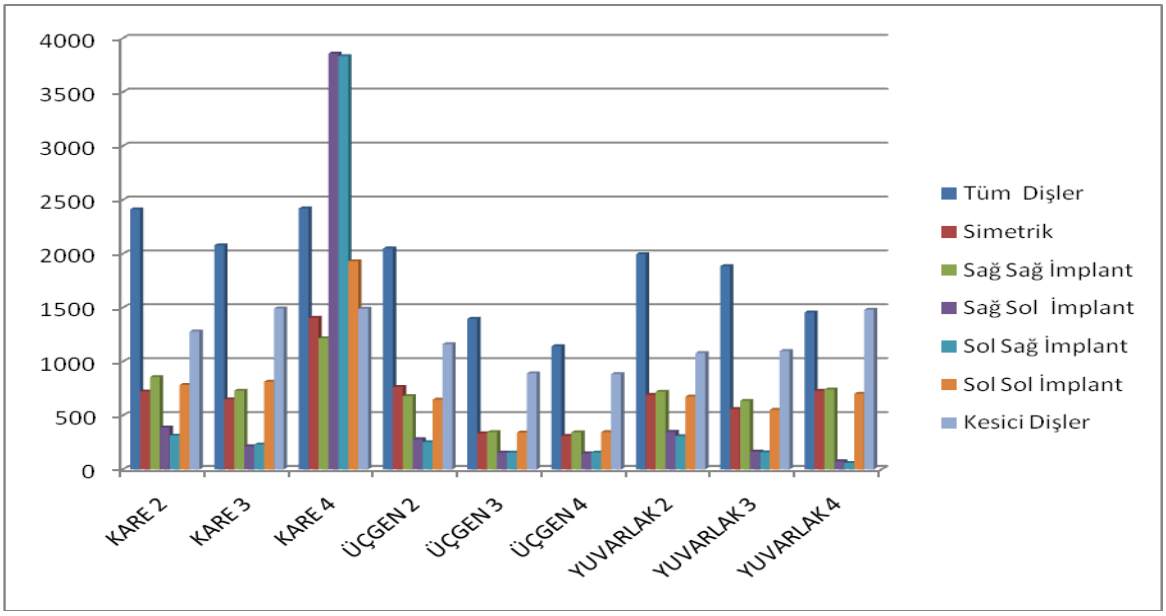


Şekil 4-412: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemikte ölçülen strain değerleri.

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte elde edilen strain değerleri Tablo 4-8'de verilmiştir.

Tablo 4-8:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen strain değerleri.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	2 414	723	856	389	314	785	1 281
KARE 3	2 079	651	730	216	231	814	1 493
KARE 4	2 422	1 406	1 216	3 858	3 834	1 932	1 491
ÜÇGEN 2	2 050	765	680	280	252	648	1 163
ÜÇGEN 3	1 398	335	346	156	156	343	891
ÜÇGEN 4	1 144	311	345	150	157	346	884
YUVARLAK 2	1 997	693	720	350	310	676	1 079
YUVARLAK 3	1 886	560	637	165	158	754	1 099
YUVARLAK 4	1 456	731	741	76	59	701	1 481

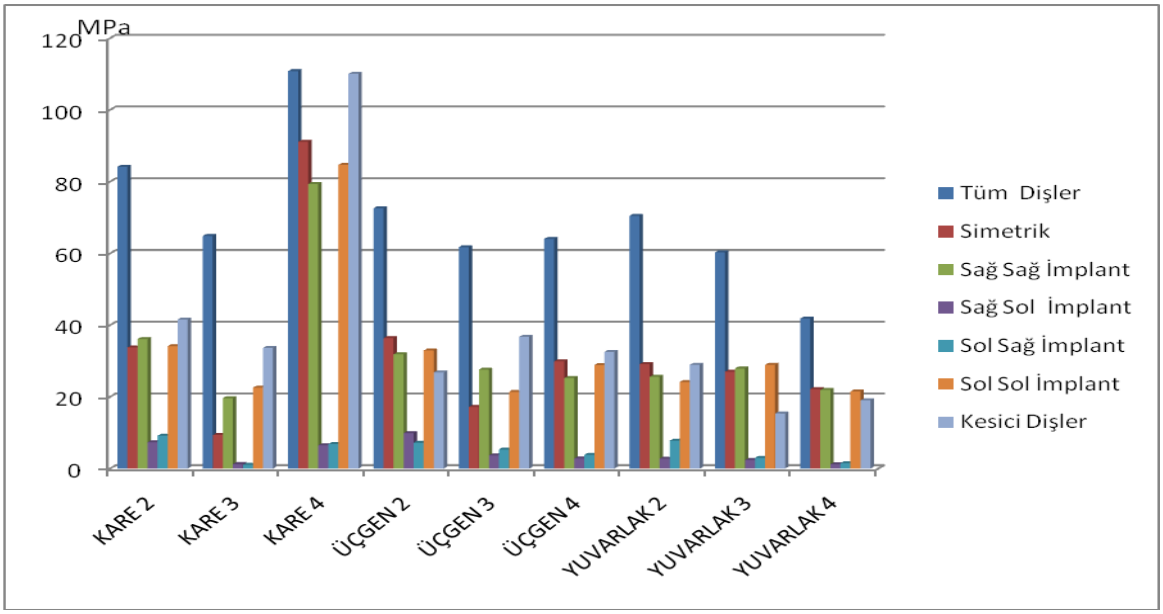


Şekil 4-413: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemikte ölçülen strain değerleri.

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda elde edilen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-9'da verilmiştir.

Tablo 4-9:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	84,16	33,79	36,14	7,38	9,17	34,17	41,58
KARE 3	64,88	9,39	19,66	1,26	1,1	22,59	33,7
KARE 4	110,86	91,15	79,38	6,5	6,86	84,71	110,09
ÜÇGEN 2	72,6	36,4	31,91	9,91	7,19	32,96	26,82
ÜÇGEN 3	61,77	17,23	27,63	3,68	5,35	21,43	36,77
ÜÇGEN 4	64,06	29,93	25,26	2,85	3,83	28,88	32,57
YUVARLAK 2	70,5	29,14	25,62	2,8	7,81	24,18	28,93
YUVARLAK 3	60,31	27,01	27,92	2,4	3	28,94	15,37
YUVARLAK 4	41,87	22,19	21,99	1,2	1,48	21,53	19,04

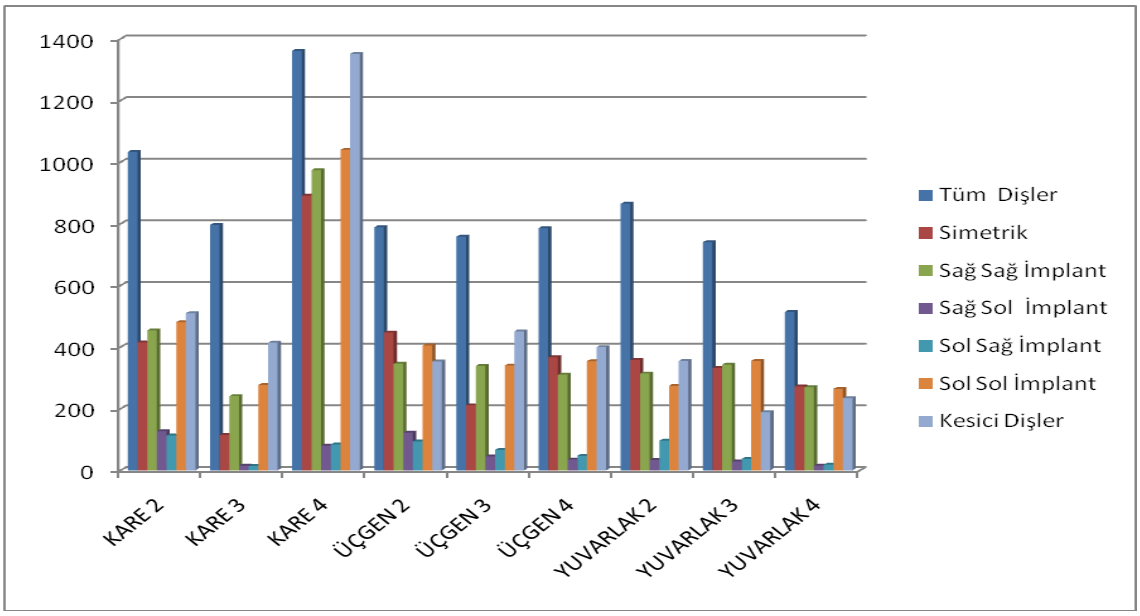


Şekil 4-414: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda elde edilen Von Mises gerilme değerleri Tablo 4-10'da verilmiştir.

Tablo 4-10:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	57,78	7,76	36,4	1,5	2,41	19,21	2,08
KARE 3	58,05	8,63	19,26	0,77	0,97	15,29	21,71
KARE 4	65,82	7,93	34,9	2,47	2,64	36,73	9,3
ÜÇGEN 2	65,27	22,34	20,05	8,53	3,54	22,54	16,75
ÜÇGEN 3	32,81	14,7	25,81	2,81	4,4	20,38	27,66
ÜÇGEN 4	34,12	22,34	20,02	2,22	2,77	26,11	24,17
YUVARLAK 2	55,27	17,75	19,42	2,19	5,92	19,53	20,05
YUVARLAK 3	47,3	22,47	23,32	2,26	1,81	21,1	9,36
YUVARLAK 4	26,59	18,2	14,17	1	1,36	13,81	13,86

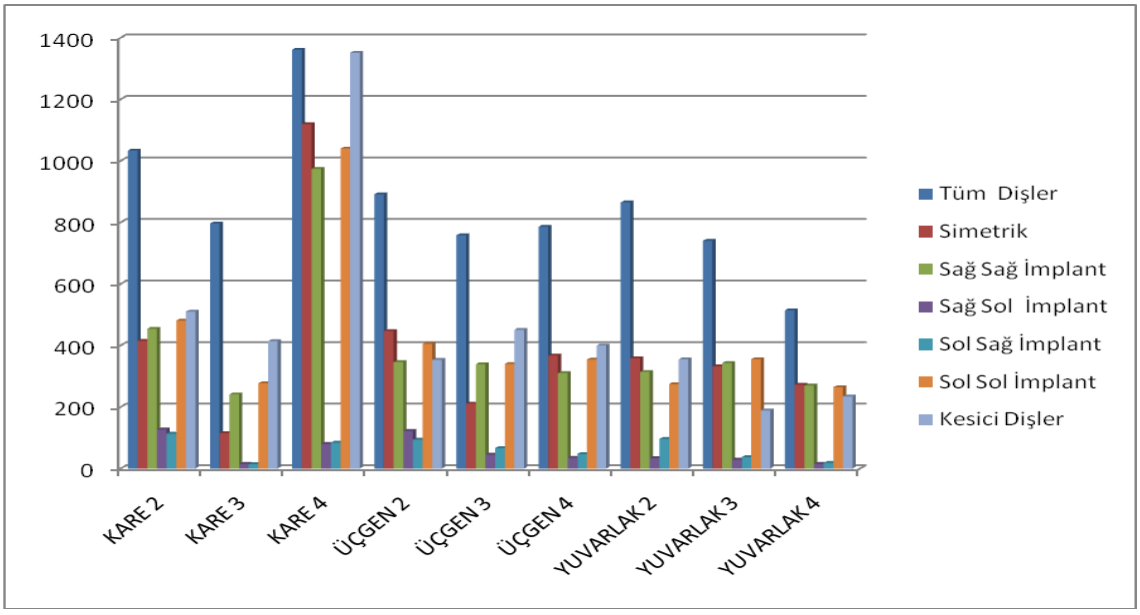


Şekil 4-415: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen Von Mises gerilme değerleri (MPa).

Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda elde edilen strain değerleri Tablo 4-11'de verilmiştir.

Tablo 4-11:Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	1 033	415	454	127	113	481	510
KARE 3	796	115	241	15	14	277	414
KARE 4	1 361	1 119	974	80	84	1 040	1 351
ÜÇGEN 2	891	447	346	122	94	405	353
ÜÇGEN 3	758	211	339	45	66	340	451
ÜÇGEN 4	786	367	310	35	47	354	400
YUVARLAK 2	865	358	314	34	96	274	355
YUVARLAK 3	740	332	343	29	37	355	189
YUVARLAK 4	514	272	270	15	18	264	234

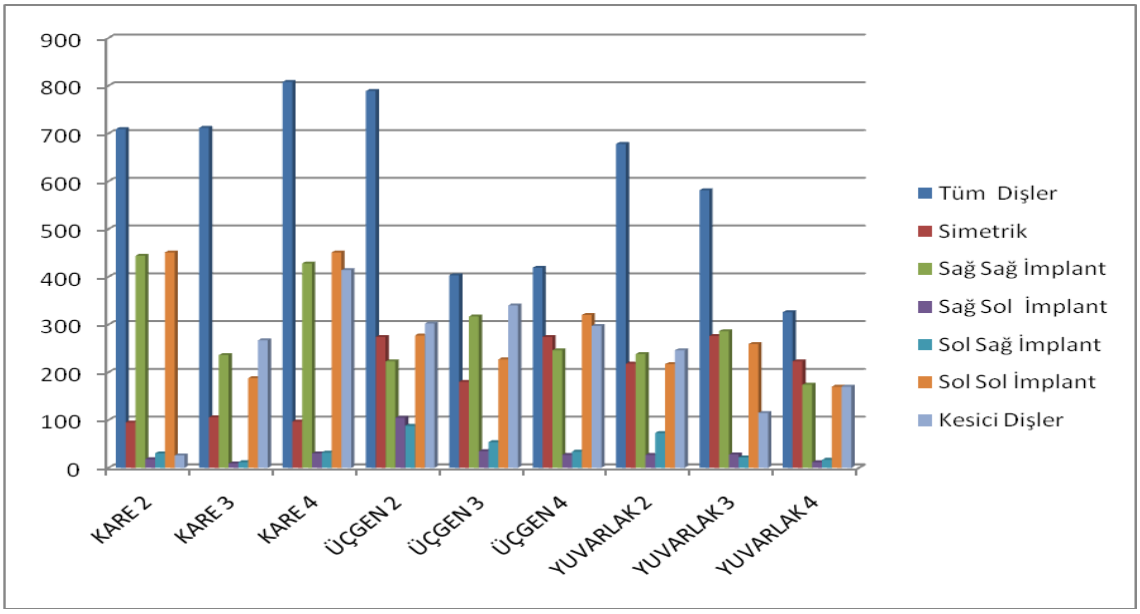


Şekil 4-416: Tüm modellerde yüklemeler sonucu kortikal kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri.

Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda elde edilen strain değerleri Tablo 4-12'de verilmiştir.

Tablo 4-12:Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	709	95	444	18	30	451	26
KARE 3	712	106	236	9	12	188	267
KARE 4	808	97	428	30	32	451	414
ÜÇGEN 2	789	274	223	105	88	277	302
ÜÇGEN 3	403	180	317	35	54	227	340
ÜÇGEN 4	419	274	246	27	34	320	297
YUVARLAK 2	678	218	238	27	73	217	246
YUVARLAK 3	581	276	286	28	22	259	115
YUVARLAK 4	326	223	174	12	17	170	170

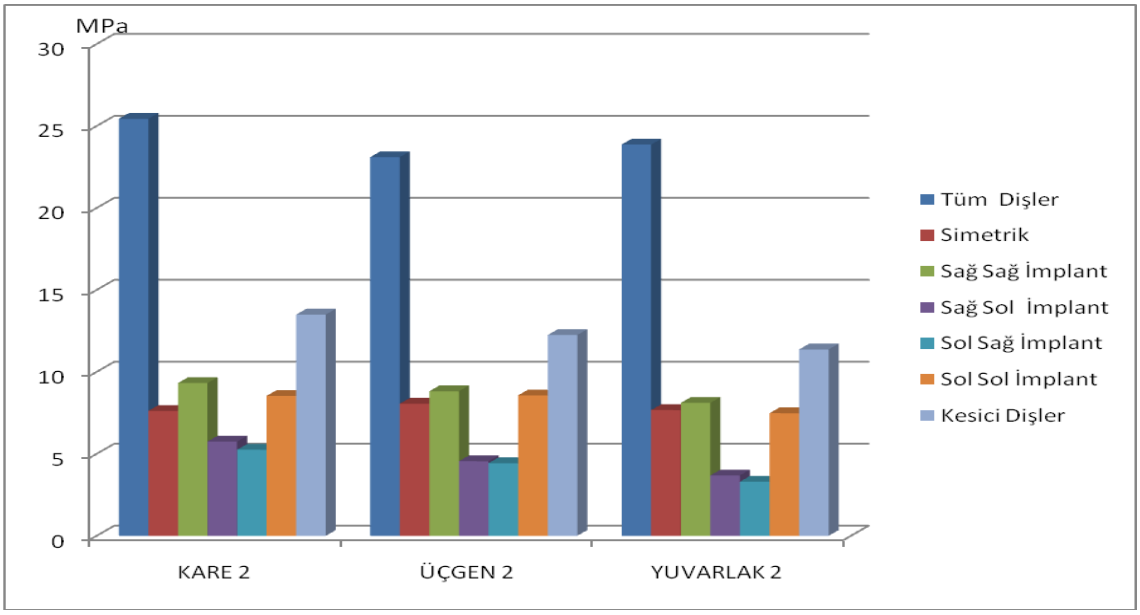


Şekil 4-417: Tüm modellerde yüklemeler sonucu trabeküler kemiğe yapışma yerinde implantlarda ölçülen strain değerleri.

İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-13'de verilmiştir.

Tablo 4-13: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	25,44	7,62	9,32	5,75	5,25	8,54	13,50
ÜÇGEN 2	23,10	8,06	8,82	4,55	4,43	8,57	12,25
YUVARLAK 2	23,87	7,67	8,11	3,68	3,30	7,48	11,37

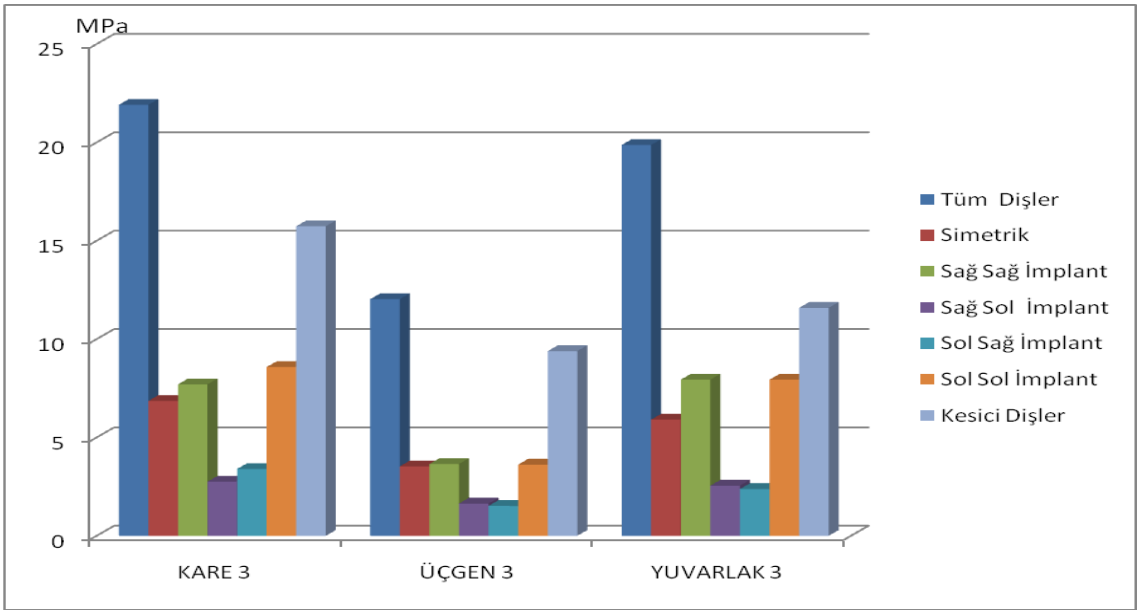


Şekil 4-418: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-14'de verilmiştir.

Tablo 4-14: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 3	21,91	6,86	7,70	2,75	3,40	8,58	15,74
ÜÇGEN 3	12,03	3,53	3,65	1,64	1,52	3,62	9,39
YUVARLAK 3	19,87	5,91	7,94	2,55	2,38	7,94	11,59

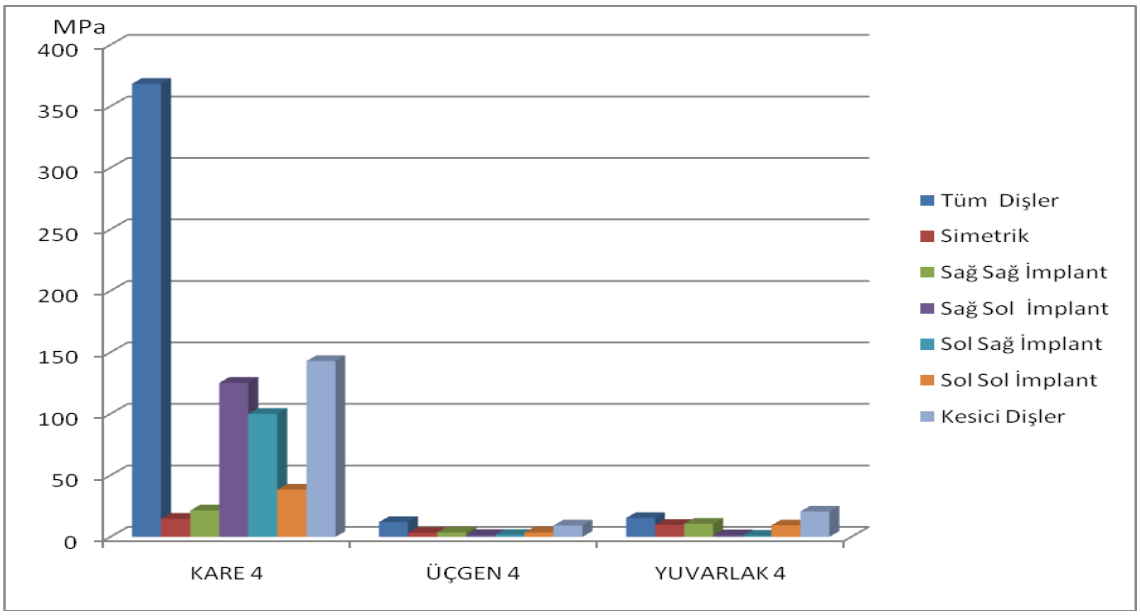


Şekil 4-419: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-15'de verilmiştir.

Tablo 4-15: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 4	368,43	14,82	21,48	125,25	100,04	38,52	142,98
ÜÇGEN 4	12,06	3,27	3,64	1,58	1,65	3,65	9,32
YUVARLAK 4	15,35	9,79	10,63	1,40	0,89	9,42	20,67

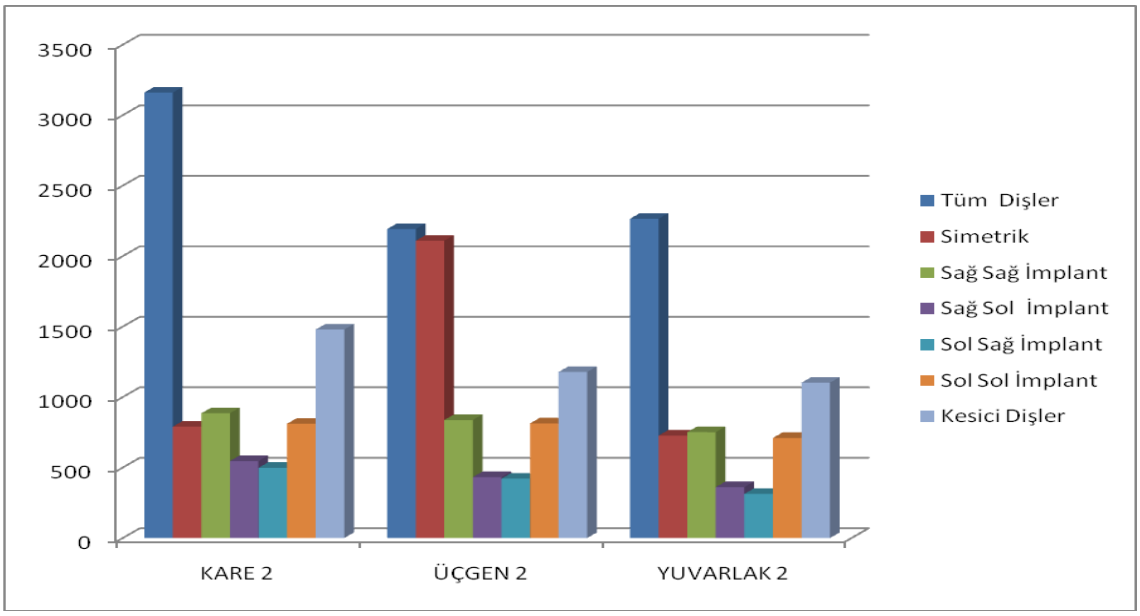


Şekil 4-420: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-16'da verilmiştir.

Tablo 4-16: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	3 160	790	885	546	498	811	1 479
ÜÇGEN 2	2 192	2 109	837	432	421	813	1 178
YUVARLAK 2	2 265	727	751	361	313	710	1 102

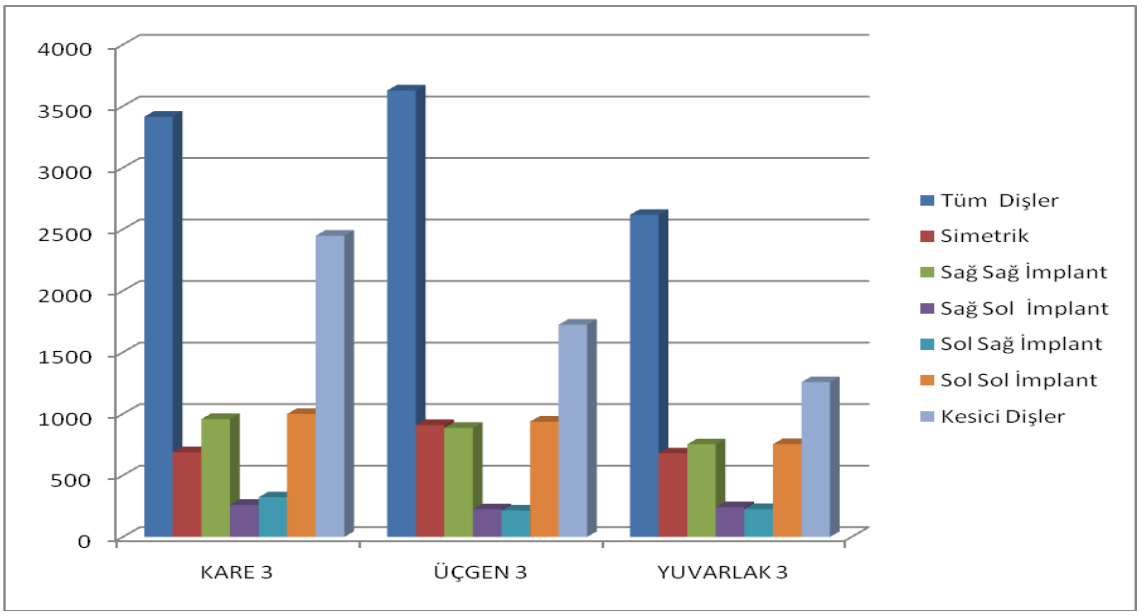


Şekil 4-421: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-17'de verilmiştir.

Tablo 40-17: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 3	3 415	688	958	261	322	1 000	2 448
ÜÇGEN 3	3 628	910	886	225	215	937	1 725
YUVARLAK 3	2 618	680	753	242	226	754	1 258

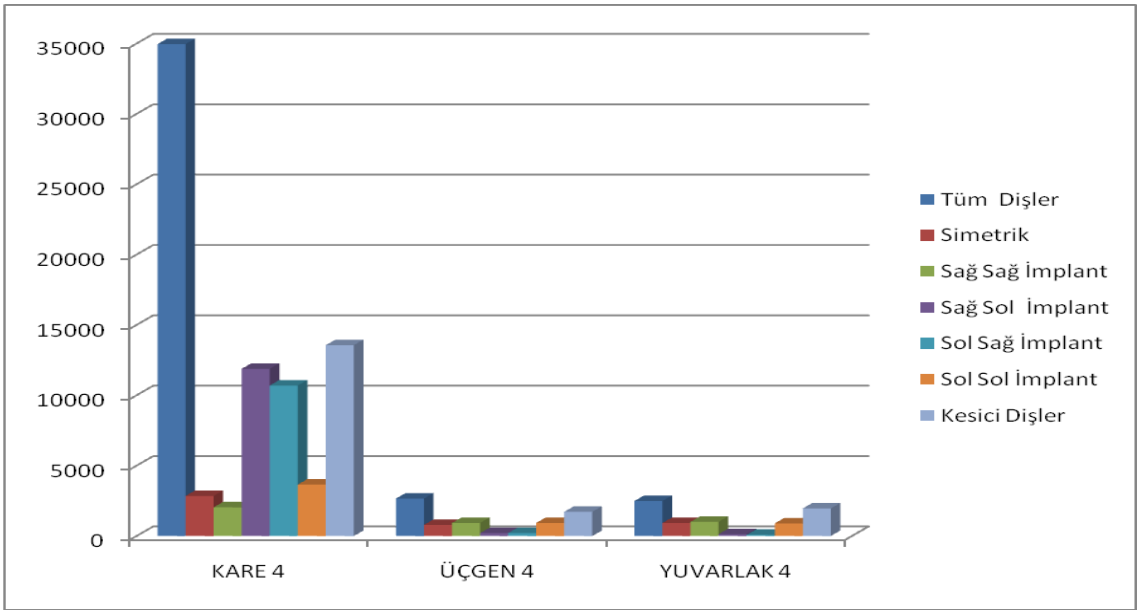


Şekil 4-422: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-18'de verilmiştir.

Tablo 4-18: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 4	34 960	2 849	2 038	11 885	10 697	3 655	13 567
ÜÇGEN 4	2 664	793	931	209	213	931	1 723
YUVARLAK 4	2 490	929	1 009	133	85	894	1 961

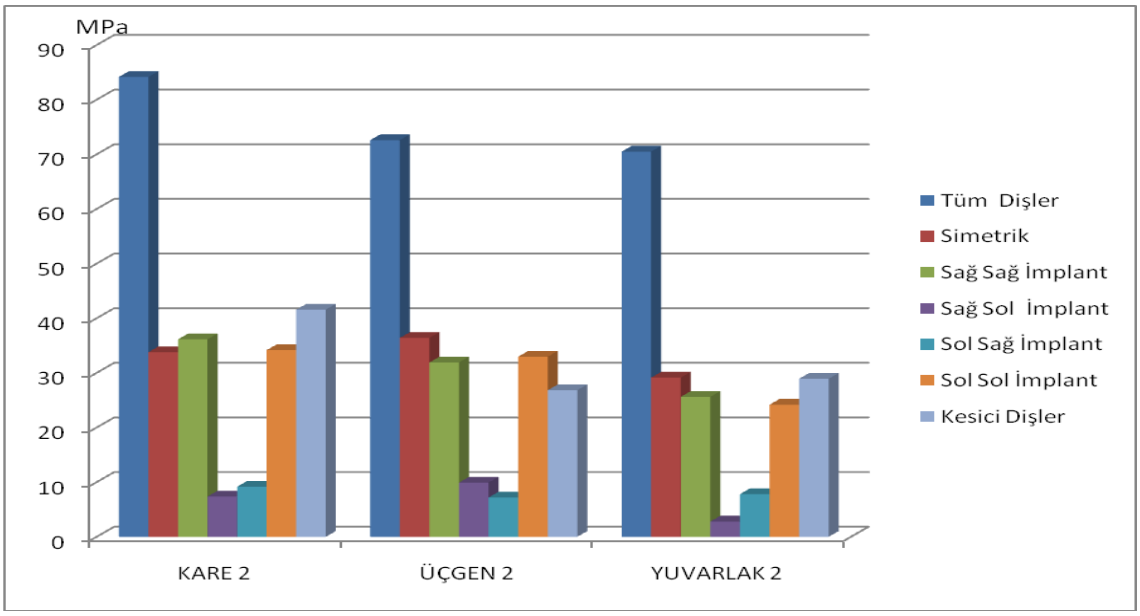


Şekil 4-423: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde kortikal kemikteki strain değerlerinin karşılaştırılması.

İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-19'da verilmiştir.

Tablo 4-19: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 2	84,16	33,79	36,14	7,38	9,17	34,17	41,58
ÜÇGEN 2	72,6	36,4	31,91	9,91	7,19	32,96	26,82
YUVARLAK 2	70,5	29,14	25,62	2,8	7,81	24,18	28,93

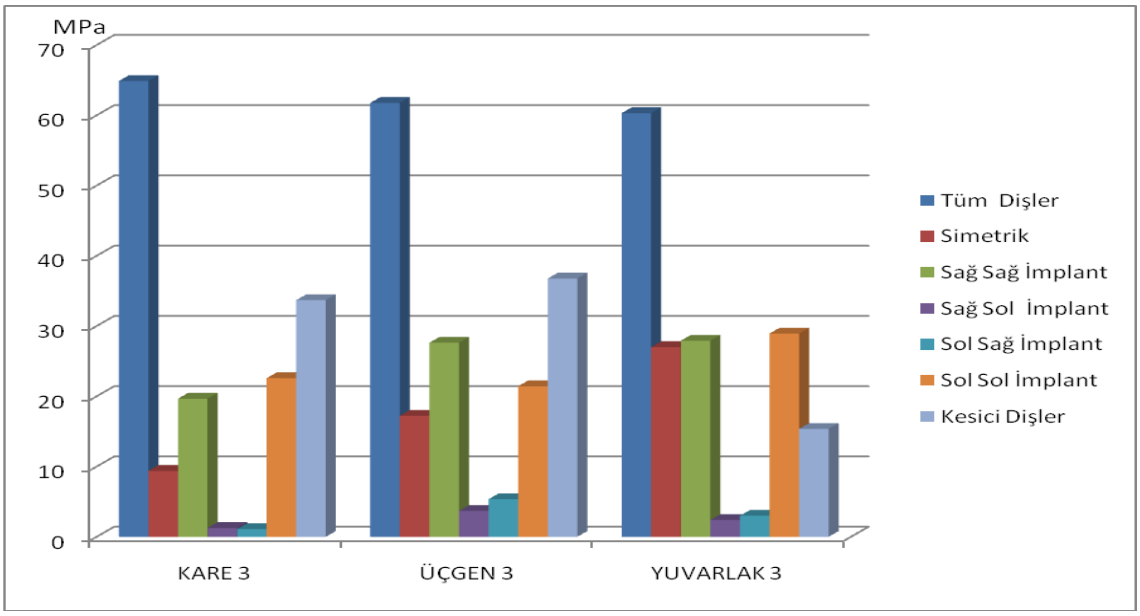


Şekil 4-424: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-20'de verilmiştir.

Tablo 40-20: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 3	64,88	9,39	19,66	1,26	1,1	22,59	33,7
ÜÇGEN 3	61,77	17,23	27,63	3,68	5,35	21,43	36,77
YUVARLAK 3	60,31	27,01	27,92	2,4	3	28,94	15,37

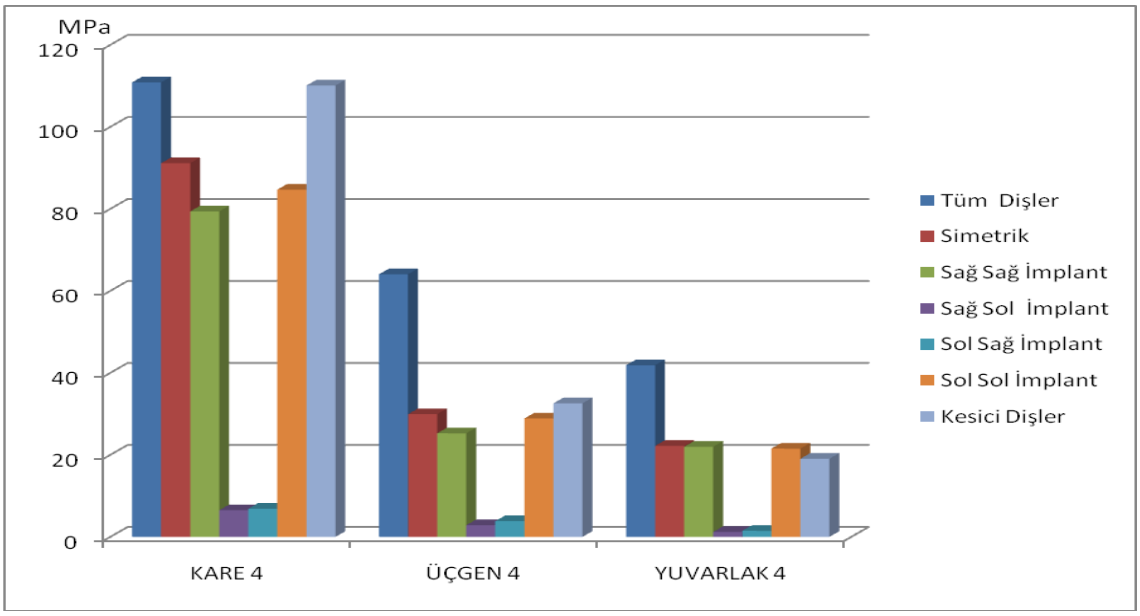


Şekil 4-425: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-21'de verilmiştir.

Tablo 04-21: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
	MPa						
KARE 4	110,86	91,15	79,38	6,5	6,86	84,71	110,09
ÜÇGEN 4	64,06	29,93	25,26	2,85	3,83	28,88	32,57
YUVARLAK 4	41,87	22,19	21,99	1,2	1,48	21,53	19,04

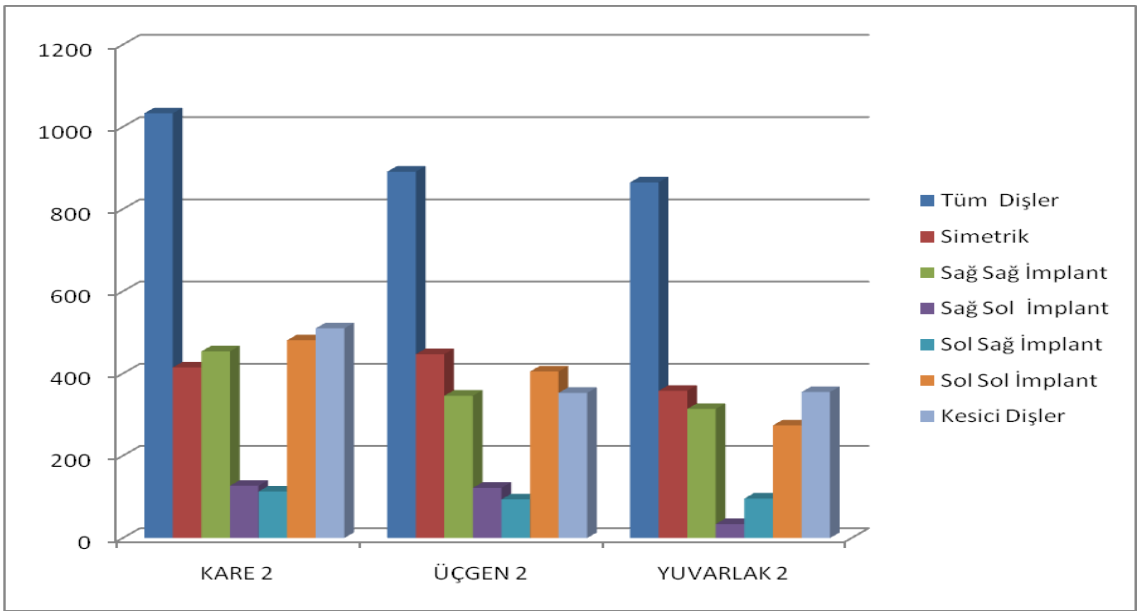


Şekil 4-426: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen Von Mises değerlerinin karşılaştırılması (MPa).

İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-22'de verilmiştir.

Tablo 04-22: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 2	1 033	415	454	127	113	481	510
ÜÇGEN 2	891	447	346	122	94	405	353
YUVARLAK 2	865	358	314	34	96	274	355

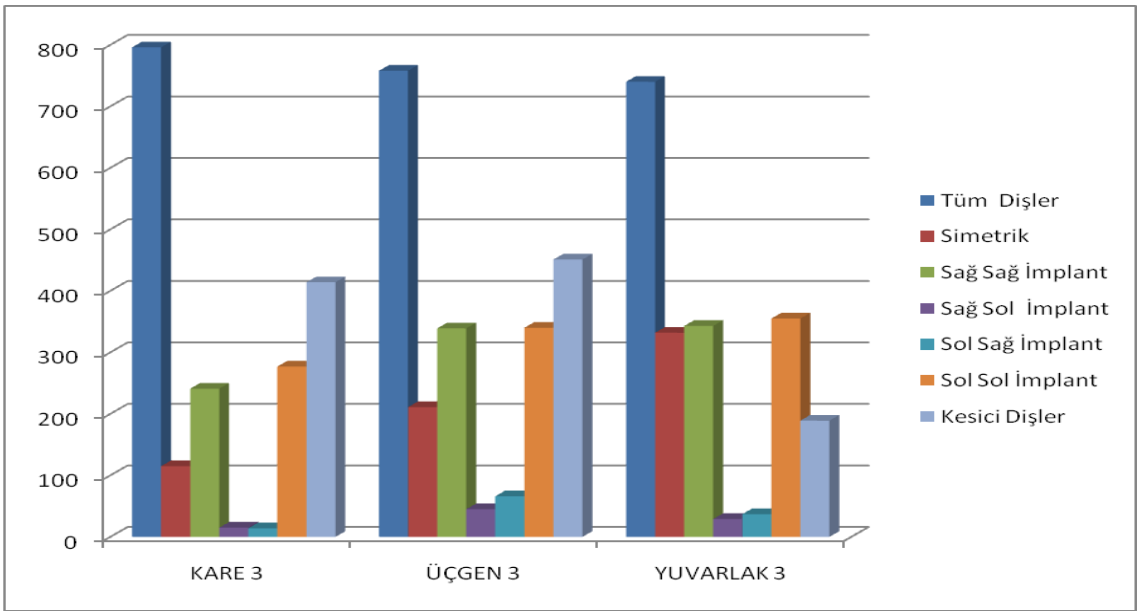


Şekil 4-427: İmplantların 2. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması.

İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-23'de verilmiştir.

Tablo 04-23: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması.

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 3	796	115	241	15	14	277	414
ÜÇGEN 3	758	211	339	45	66	340	451
YUVARLAK 3	740	332	343	29	37	355	189

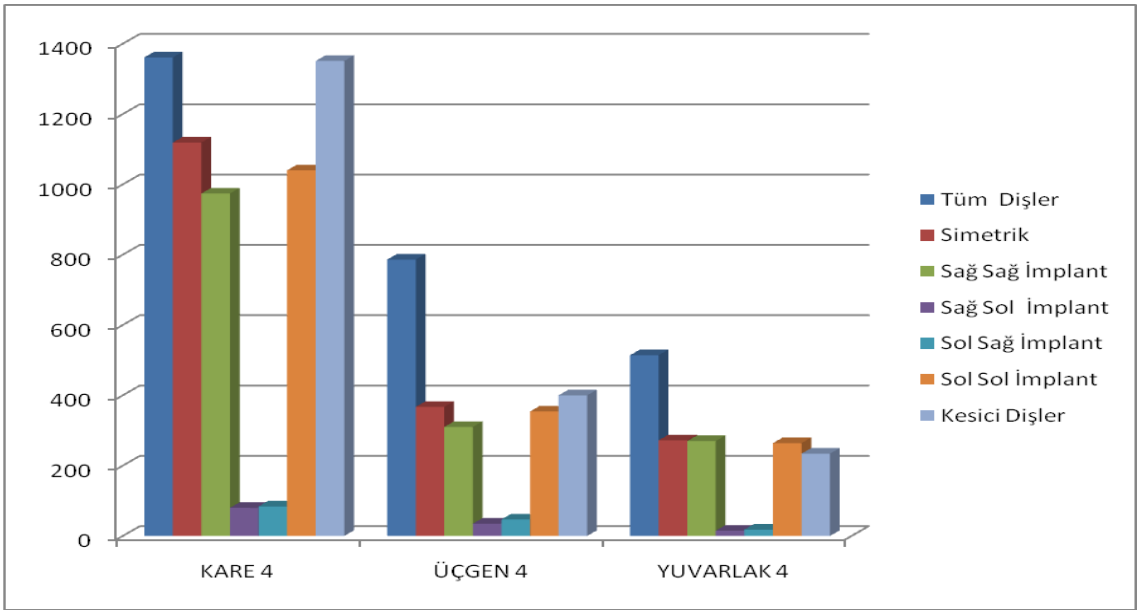


Şekil 4-428: İmplantların 3. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması.

İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4-24'de verilmiştir.

Tablo 4-24: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması. Ü

	Tüm Dişler	Simetrik	Sağ		Sol		Kesici Dişler
			Sağ İmplant	Sol İmplant	Sağ İmplant	Sol İmplant	
KARE 4	1 361	1 119	974	80	84	1 040	1 351
ÜÇGEN 4	786	367	310	35	47	354	400
YUVARLAK 4	514	272	270	15	18	264	234



Şekil 4-429: İmplantların 4. diş bölgesine yerleştirildiği modellerde implantların kortikal kemiğe yapışma yerinde ölçülen strain değerlerinin karşılaştırılması.

5.TARTIŞMA

Dental implantlar, bölümlü ve tam dişsiz hastalarda başarılı bir tedavi alternatifi olarak kullanılmaktadır. Özellikle atrofik dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda hasta memnuniyetlerini ve çiğneme fonksiyonlarını iyileştirmek için çene kemikleri içine yerleştirilen implantlar ile protezin retansiyonu ve stabilitesi arttırılmaya çalışılmaktadır (19,24,26).

Hastaların tedavi planlamasında uygulanacak protezi destekleyecek implant sayısını belirlemek en zor kararların başında gelir. Dişsiz sahalar genişledikçe kullanılacak implant sayısında da soru işaretleri artar. Dişsiz çenelerde çok çeşitli sayıda implant kullanımı planlansa da fiyat\performans yada anatomik yetersizlikler düşünüldüğünde implant sayısının azaltılması yönünde eğilimler olur. Kritik sayıda implantla yapılacak sabit protezlerde, implantlardan birinin kaybının bütün restorasyonun prognozunu etkileyeceği için daha az riskli tedavi alternatifleri düşünülmesi önerilmektedir (236).

Alt çene tam dişsizlik vakalarında osseointegrasyonun tanımlandığı ilk dönemlerde çok sayıda implantla desteklenmiş hibrid protezlerin kullanımı önerilmiş olmasına rağmen(40), günümüzde daha az sayıda implantla desteklenen hareketli protezlerin yüksek başarı oranları ile kullanımı devam etmektedir. Bu görüşler ışığında 2002 yılında bildirilen McGill konsensusu (149) da alt çenede tam dişsizliğin ilk tedavi seçeneğinin en az iki implantla desteklenen hareketli protezler olması gerektiğini savunarak az sayıda implant desteği ile sağlanan yüksek başarı oranlarının oluşmasını desteklemiştir (29,77, 156,191,251).

Batenburg ve ark 1998 yılında yaptıkları literatür derlemesinde alt implant destekli hareketli protezlerde destek implant sayısının iki ile dört arasında değiştiğini belirtmişlerdir. İleri derecede rezorbsiyona uğramış alt çenelerde hasta memnuniyetini artırmak için genellikle iki implant üstü hareketli protezin yeterli olduğunu bildirmişlerdir (29,145). Dört implantın kullanılması gereken durumları ise şöyle sıralamışlardır (100,206):

- Kemiğin aşırı rezorbsiyonu dolayısıyla 10 mm boyundan kısa ve 3,5 mm çapından küçük implant gerekmesi durumunda,

- Üst çenesi tam veya kısmen dişli hastalarda kuvvetin çene kemiğine homojen dağıtılması istendiğinde,
- Kronik mukoza ağrısı şikayeti sebebiyle mukoza desteğinin kullanılması istenmediğinde,
- Hastaların yüksek retansiyon beklentilerinin olduğu,
- Yüksek kas bağlantıları ve keskin mylohyoid kenarın var olduğu durumlar.

İki implant üstü hareketli protezler retansiyon ve stabiliteyi arttırması, hastanın fonksiyon ve fonasyonunda iyileşme sağlaması, rezidüel kret kaybını önlemesi, zaman kazancı ve ekonomik avantaj oluşturması nedeniyle tercih edilmektedir. Bununla birlikte bu tedavi alternatifinin %95'lerde başarı oranı göstermesi günümüzde standart bir tedavi olarak kullanılmasını arttırır. Bizim çalışmamızda bu çalışmalar doğrultusunda iki implant kullanılarak yapılmıştır (179,252).

Overdentureları destekleyen implantlar interforaminal bölgede farklı lokalizasyonlara yerleştirilebilir (4,157,239). Diş destekli overdenturelarda kaninler, doğal dişler arasında dayanıklılığı yüksek olduğu için destek diş olarak tercih edilmektedir. Klinisyenler bu deneyimleri nedeniyle implantları da genellikle kaninler hizasına yerleştirirler. Misch, kret rezorbsiyonun kaninlere kadar ulaştığı vakalarda ise implantların kaninlerin hafifçe medialine doğru yerleştirilmesinin de çeşitli avantajlar sağlayabileceğini bildirmiştir (164). Bu yaklaşımla protezin dönmesi ve oynaması azaltılarak ön bölgedeki rezorbsiyon süreci yavaşlatılıp, hasta memnuniyeti arttırılacaktır. Ancak, yine de literatürde kaninler dışında başka lokalizasyonların kullanılması yönünde yapılmış çalışma bulunmamaktadır. Bizde çalışmamızda interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafeyi değerlendirmek amacıyla implantları bir modelde kaninler hizasına, diğerinde kaninlerin distaline ve başka bir modelde ise kaninlerin medialine doğru yerleştirerek kuvvet dağılımına etkilerini inceledik.

İki adet implantla desteklenmiş alt tam protezlerin klinik başarıları, marjinal kemik değişiklikleri, protetik komplikasyonları ve hasta memnuniyetleri ile ilgili birçok yayın yapılmıştır (29,48,99,100,145,147,175,179,206,207). Klinik (250) ve deneysel (119) çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin kemik rezorpsiyonuna ve implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel

ve parafonksiyonel kuvvetler, implantların üst yapıları vasıtası ile implantlara, buradan da çene kemiğine iletilmektedir. Bu kuvvetler implant-kemik temas alanında gerilmeye ve şekil değiştirmeye neden olarak implantların çevresindeki kemikte remodelingi etkileyebilmektedir.

İyileşme dönemini komplikasyonsuz geçirerek protez uygulaması yapılan implantların başarısızlığında en önemli neden, ağız ortamındaki biyomekanik kavramların ve materyal özelliklerinin tam olarak anlaşılamamasıdır (148,155). Çene kemiği ve implant-kemik ara yüzü değişken yapılardır. Kemik içindeki implant ve üst yapıların ağız içinde bulunduğu sürece farklı biyomekanik ve fizyolojik etkilere maruz kaldığı, bu sebepten dolayı oluşan değişimlerin implant uygulamalarındaki başarıyı olumsuz etkileyebildiği bildirilmektedir (137,138). Bu sebeple, günümüzde bu alanda yapılan çalışmalar biyomekanik kavramlar üzerinde yoğunlaşmıştır.

Buna rağmen implant çevresi kemikte oluşan gerilmelerin nitelik ve niceliğini biyomekanik açıdan açıklayan klinik çalışma bulunmamaktadır (55). Çünkü çene kemiğinin fizyolojik gerilme eşiği in vivo çalışmalar ile ölçülememektedir. Bunun yanında kemik yoğunluğu (117), uygulanan kuvvetlerin yön ve büyüklüğü (114,118), protez tipi (86), üst yapının pasif uyumu (207) gibi biyomekanik faktörler ve bunların etkileri, ağız ortamının izole edilmesi ve verilerin bilimsel olarak belirlenmesi oldukça zor olduğundan in vivo olarak ölçülememektedir. Bu nedenlerden dolayı çeşitli implant yerleşim alanlarına uygulanan kuvvetlerin implant ve implant çevresi dokularda ortaya çıkardığı biyomekanik etkiler, bizim çalışmamızda da olduğu gibi klinik durumla benzer sonuç vereceği düşünülen in vitro çalışmalar ile incelenmektedir.

Malzeme özellikleri bilinen herhangi bir yapıda yük, basınç veya ısı gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (72,100,249). Bu yöntemler; kırılgan vernik metodu, gerinim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu, lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), radyotelemetri ile analiz metodu, termografik analiz metodu ve sonlu elemanlar gerilme analizi metodudur.

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, termografik ve radyotelemetri metotlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunması sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu diğer metotlara üstün hale getirmektedir (72,82,122,241). Birçok araştırmada implant biyomekaniğinde kullanılan gerilme analizi metodlarından üç boyutlu FEA'nin diğerlerine üstünlüğü ve sonuçlarının in-vivo çalışmalarda elde edilenlerle yakın olduğu belirtilmiştir (6,33, 158,228).

Yapılan çalışmalarda gerilme değerlerinin incelenmesi açısından üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile in vitro strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi yöntemleri karşılaştırılmış, sonlu elemanlar analiz yönteminin doğruluğu gösterilmiştir (6,57,82) Elde edilen sonuçlarda sayısal değerler diğer çalışmalara göre farklı bulunmakla beraber sonlu elemanlar analizi yöntemiyle gerilmenin hangi bölgede ne kadar oluşacağı sorusuna da cevap bulunabilmektedir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminin tek başına kullanımı literatürde de kabul görmüştür. Bunun en önemli sebebi ağız dokuları ve sistemlerin laboratuvar ortamında ağız ortamındaki gibi taklit edilebilme güçlüğüdür. Bilgisayar simulasyonlarının diğer deney düzeneklerine göre en büyük avantajı modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılabilmesidir. Simulasyonların yapılma güçlüğü ise sistemi oluşturan yapıların geometrilerinin karmaşıklığı ve var olan fiziki hafızaların çözüm işleminde yetersiz kalmasıdır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinin diğer analiz yöntemlerine göre avantajları şu şekilde sıralanabilir (72,82) :

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi,
- Analitik ve deneysel metotlara göre daha hassas sonuçlar verebilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Birkaç malzemenin birleştiği cisimlerde yüzeyler arasındaki temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin ve dağılımlarının oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,

- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi,
- Analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

FEA metodunu üst yapı, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonlarının ve sayısal değerlerinin hesaplanması, malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle kemik, implantlar ve protezin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullandık.

Bu metot, vertikal ve transversal çiğneme basınçlarından oluşan aksiyal kuvvetler, kemik ve implantlarda oluşan kırılma momentleri hakkında bilgi vermektedir. İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, gerilmelerin çevre kemiğe aktarılma biçimidir. İmplantlardan çevre dokulara yük transferi yüklemenin tipine, kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline, protezin tipine, çevreleyen kemiğin kalite ve miktarına bağlıdır. Sonlu elemanlar gerilme analizi, implantların çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu gerilme dağılımlarının öngörülmesini sağlayan araştırmalara imkan vermektedir. Böylece bölgedeki kemiğin özelliklerine en uygun implant şekil, boyut, dizayn ve pozisyonlarının seçimi mümkün olur (6,100,118,158,257).

Sonlu elemanlar metodu ile yapılan ilk çalışmalarda modeller iki boyutlu olarak hazırlanmaktaydı. Ancak sonlu elemanlar analizi konusundaki bilgilerin artması ile iki boyutlu sonlu elemanlar analizi metodunun normal gerilme dağılımını detaylı yansıtmadığı düşünülmeye başlanmıştır. Ayrıca literatürde iki boyutlu yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin, kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımını gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir (154). İsmail ve arkadaşlarının 1990'da blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir (72). Meijer ve arkadaşları, mandibula üzerinde yaptıkları çalışmaların sonuçlarına dayanarak iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde, modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığını, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (151). Üç boyutlu modellerle ise, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşılmaktadır. Bu nedenlerle çalışmamızda dental implantların

çevresindeki kemikte meydana gelen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin hesaplanması için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ilk olarak üzerinde çalışılacak olan geometrik modelin hazırlanması gerekmektedir. Daha önce yapılan üç boyutlu FEA çalışmalarında alt çene kemiği dikdörtgen prizma formunda simüle edilmiştir. Günümüzde ise çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapıların geometrisi üç farklı yöntem ile oluşturulabilir. Bunlar;

- Modelin geometrisi özel programlar ile çizilebilir.
- Analiz edilecek cisim dijital olarak taranabilir.
- Bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler sonlu elemanlar analizi programına aktarılabilir.

Son dönemde yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında çene kemiklerinin boyutlarına ve şekillerine yakın modeller hazırlanabilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntüleri sıklıkla kullanılmaktadır (52,72). Bu yöntemin anatomik yapıları birebir olarak simüle edebilmesinden dolayı klinik koşulları daha uygun olarak yansıttığı düşüncesindeyiz. Ancak bu tarz çalışmaların en önemli dezavantajı klinik koşulların doğal yapılarının taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde değişkenlik gösteren faktörlerin sabit olarak kabul edilmesidir. Sonlu elemanlar gerilme analizi ile yapılan tüm çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda kullandığımız matematik model homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip olarak kabul edildi. Fakat bu özellikler doğal dokularda değişkenlik gösterebilmektedir. Buna örnek vermek gerekirse daha önceki çalışmalarda alt çene kortikal kemiğin gerçekte transversal izotropik olduğu ve homojen olmadığı belirtilmiştir. Buna ilave olarak çalışmamızda kabul ettiğimiz implant ile kemik yüzeyi arasındaki %100'lük osteointegrasyon klinik olarak her zaman gerçekleşmemektedir. Bu yüzden bu tarz çalışmaların sonuçlarının klinik koşullara uyarlanmasında sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminin tabiatından kaynaklanan eksikliklerin göz önünde bulundurulması gereklidir. Dental implantlar ve protetik üst yapıların modellenmesi ise dijital olarak taranarak elde edilebilir veya çeşitli bilgisayar programları kullanılarak gerçek boyutlarına uygun olarak çizilmektedir (52,72,220,234). Biz de çalışmamızda insan kadavrasından elde edilen alt çene kemiğinden tomografi

alarak, dental implantlar, tutucu parçalar ve protezden ise dijital olarak tarayarak geometrik modelleri oluşturduk.

Araştırmamızda implant sistemi olarak kliniğimizde sıklıkla kullanılan, literatürde uzun süreli takip çalışmaları bulunan Straumann (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) implantları tercih edilmiştir. Alveol kavsi üzerine yerleştirilecek olan dental implantların boyutlarına klinik gözlemlerimizden ve firmanın önerilerinden yola çıkarak karar verilmiştir. Yerleştirilecek dental implantlar için 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) (kod no: 043.053), dental implantlar tercih edilmiştir.

Dental implantların makro dizaynı yani yivlerinin sayı ve derinliği ile mikro dizaynı yani yüzey kaplamaları implant-kemik temasının artmasını sağlamaktadır (64,90,136). Sonlu elemanlar analizi ile yapılan birçok çalışmada implantların yüzey özelliklerinin sonuçlar üzerinde pek fazla etkisi olmadığı düşünülerek implantlar daha basit geometrik şekiller olarak modellenmiştir (52,113,120,232). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden çalışmamızda tüm mandibula ve protezler, implantlar, ball tutucular dahil bütün öğeler geometrik olarak gerçeğe uygun şekilde hazırlandı. Ayrıca implantlar yivli olarak modellenmiş ve bilgisayar analizlerinde de bu şekilde kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi ile geçmiş dönemde yapılan çalışmaları incelediğimizde modellemenin sadece implantların uygulanacağı bölge ile sınırlı olduğu görülmektedir (9,72,151,220). Sınırlı alana sahip modellemede modellerin desteklendiği bölgelerde gerilme değerlerinde aşırı artış olmaktadır. Bu da sonuçların hatalı yorumlanmasına sebep olabilir. Ayrıca modellerin mümkün olduğunca gerçeğe yakın hazırlanması daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bu nedenlerle çalışmamızda mandibulanın tamamı modellenmiştir.

Modelin doğru bir şekilde çözümlenebilmesi için ideal mesh elemanı seçilmelidir. Sonlu elemanlar metodunda pek çok eleman tipi bulunduğundan doğru yapıdaki elemanı seçmek zordur. Hesaplamalar sırasında keskin uçlu, kenarları birbiri ile orantısız elemanlar istenmemektedir. Meshleme sırasında elemanların boylarının enlerine oranlarının üçün üstüne çıkmaması tercih edilir. Daha yüksek değerlerde sonuçların hatalı elde edilmesi riski yüksektir. Solid elemanların sonlu elemanlar

yöntemi ile analizinde sekiz noktadan düğümlü lineer eleman, yirmi noktadan düğümlü kuadratik eleman, on noktadan düğümlü tetrahedral eleman ve dört düğümlü tetrahedron tipleri sıklıkla kullanılmaktadır. Çene modeli, dental implantlar veya implant üstü protezler gibi oldukça sivri kenarlar, girintili ve çıkıntılı alanlar içeren modellerde üçgenimsi elemanlar seçilmesi daha doğrudur (181,220). Bu nedenle çalışmamızda dört düğümlü tetrahedron elemanlar kullanılmıştır. Bu elemanlar piramit formda olduklarından, modellenen geometrinin karmaşık olması durumunda matematik modelin oluşturulmasında kolaylık sağlamaktadır.

Çalışmamızda modeller oluşturulurken cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına ve sonuçları etkileyecek hataların oluşmamasına dikkat edilmiştir. Ancak üç boyutlu modelleme ve değişkenlerin çok oluşu modellerin sayısını ve düğüm ile eleman sayısını arttırmaktadır.

Bunun sonucunda eleman sayısı arttığı için analizler daha sağlıklı netice verir fakat, daha detaylı bir model oluşturmak için daha çok dikkat ve zaman harcamak gerekir. İki boyutlu modelleme yapan Yang ve ark 2 597, Demirel 732 ve Şahin 853 eleman kullanmışlardır. Üç boyutlu modelleme yapan Van Zyl ve ark tek modelde 3 400, İplikçioglu ve Akça tek modelde 16 026, Benzing ve ark oluşturdukları iki modelde takribi 12 200 eleman kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda her biri yaklaşık 318 780-331 779 elemandan oluşan dokuz farklı model kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar 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 gibi karmaşık yapıya sahip modellerde sadece üst yüzeydeki değerleri okumak sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Bu nedenlerle çalışmamızda sonuçlar hesaplanırken tetrahedron yapıdaki elemanlarda üç boyuttaki etkin kuvvetleri değerlendirmek için bir eleman üzerinde ki tüm düğüm noktalarından ölçülen değerlerin ortalaması alınmıştır.

Elastiklik modülü değerlerinde yapılacak olan değişikliklerin sonuçları ciddi şekilde etkileyeceği bilinmektedir. Bu nedenle verilen değerlerin canlı dokulara benzer olması sonuçların doğruluğu için önemlidir. Kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, titanyum parçalar (dental implantlar ve tutucu paçalar) ve protez materyaline ait elastiklik modülü ve Poisson oranı için kabul edilmiş genel değerler bulunmamaktadır.

Çalışmamızda kullanılan bu materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan ve Tablo 3-1 de belirtilen elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır (75,91,154).

Doğada bulunan hiçbir malzeme %100 homojen ve izotropik değildir. Organik maddelerin de canlı sistem içinde homojen ve izotropik olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotropik olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (91,180,186,263). Çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirilmiştir.

İmplantların boyları, çapları ve yüzey özellikleriyle beraber kemiğin yapısı ve özellikleri gibi birçok faktör implant-kemik arayüzünü etkilemektedir (65,230). Ancak sonlu elemanlar analizi çalışmalarında osseointegrasyon miktarının ve bölgelerinin tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır. Çünkü implant çevresinde kemik-implant ve fibröz doku-implant olmak üzere iki tip temas olabilir. Fibröz kapsül mevcudiyeti başarısızlık olarak nitelendirilir ve sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında hiçbir zaman modellenmez (100). Bu nedenle bu çalışmada diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiş ve implant-kemik arayüzü modellenmemiştir (72,113,122,220,232,242). Bu durum gerilmelerin alveol kretinde yoğunlaşması sonucunu doğurabilir. Kemik- implant temas yüzey alanının %32 azaltılmasının kortikal ve trabeküler kemikte daha üniform gerilme yarattığını söyleyen çalışma bulunmakla birlikte (126), farklı temas yüzdelerine rağmen gerilmelerin özellikle kortikal kemikte yoğunlaştığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (3).

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalardaki en önemli dezavantaj çalışmanın sonuçlarının seçilen model için geçerli olmasıdır. Örneğin dental implantların boyutları kortikal kemik kalınlığı, trabeküler kemik yoğunluğu, osseointegrasyon miktarı gibi farklılık gösterebilen veriler için ön kabuller yapılmaktadır. Bu nedenle analiz sırasında programa girilen verilerde değişiklik olduğunda sonuçların etkileneceği unutulmamalıdır.

Bir sisteme noktasal (tekil), alansal veya kütle kuvvetleri etki edebilmektedir. Tekil kuvvetler seçilen eleman veya düğüme belirlenen açı ile uygulanan kuvvetlerdir. İmplant üstü protezler üzerine tek bir noktadan yük uygulanması yükün uygulandığı alanda yüksek değerler elde edilmesine neden olur. Kütle kuvvetleri cismin ağırlık merkezinden uygulanan kuvvetlerdir. Çene modeli üzerinde bu tarz yükleme şekli mümkün değildir. Araştırmamızda klinik olarak oklüzal yüklerin iletilmesi dikkate alınarak alansal yükleme tercih edilmiştir.

Uygulanan oklüzal yüklerin lokalizasyonu ve büyüklüğünün kemik-implant-protez kompleksinin her bir komponentinde birim uzama ve gerilmelerin miktar ve niteliğini etkilediği konusunda fikir birliğine varılmıştır (114,157,160,197,207). İmplant destekli hareketli protezlerde ısırma kuvvetinin ortalama 100N olduğu söylenmekte (86), bizim çalışmamızda da olduğu gibi, anterior (4) ve posteriordan (4,185) 100 N statik baskı kuvvetinin uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır. Çalışmamızda kuvvetlerin daha konsantre iletimini sağlamak, üst çene üzerinden yükleme yapıldığında oluşacak moment kolunun uygulanan kuvvetin miktarını etkilemesini engellemek, sistemde oluşabilecek dengesizlikleri elimine etmek ve FEA'de benzer şartları sağlayabilmek amacıyla üst çene modellenmemiştir (15).

Meijer ve ark yaptıkları sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında alt çenenin deformasyonunun oluşan gerilme miktarında etkili olduğunu, alt çene deformasyonu dikkate alınmaz ise analizlerin eksik olacağını belirtmişlerdir (150). Bu yüzden çalışmamızda, sınır koşullarını mandibulanın retromolar kabartısının bitim yerindeki kortikal ve trabeküler kemiğin kesim yerinden sabitleyerek hareketsiz kabul edip ve mandibulanın deformasyonuna izin verecek şekilde belirledik.

FEA'de sonuçların yükleme konumundan, sınır koşullarından ve malzeme özelliklerinden etkilendiği bilinmektedir (117). Alt çenenin deformasyon miktarının gerilme miktarında etkili olduğu ve sınır koşullarının alt çene deformasyonu dikkate alınarak belirlenmesi gerektiği söylenmektedir (149). Bu nedenle genellikle çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından kaslarla aynı yönde kuvvetler uygulanarak stomatognatik sistem taklit edilmeye çalışılmaktadır (7,15,68,69,75). Sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ve alt çenenin tamamının veya yarısının modellendiği çalışmalarda da, sınır koşulu olarak çiğneme kaslarının bağlantı bölgelerinden modelin sabitlenmesi tercih edilmiştir (8,72). Çalışmamızda sınır koşulları alt çenenin

deformasyonunu engellemeyecek şekilde çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından modelin sabitlenmesiyle oluşturuldu.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi sonucunda, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenen materyallerin mekanik özellikleri rol oynamaktadır. Literatürde hangi tip gerilmelerin değerlendirmede kullanılacağına dair belirgin bir ifade yoktur. Asal gerilme (çekme ve basma gerilmeleri) değerleri kemik gibi kırılgan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır. Kemik içerisinde çekme gerilmesi, en yüksek çekme gerilmesi kadar ya da daha fazlaysa, basma gerilmesi en yüksek basma gerilmesi kadar ya da daha fazlaysa başarısızlık meydana gelir. Bu nedenle asal gerilme kullanılması çekme ve basma gerilmeleri arasındaki farklılığı belirleyerek değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Von Mises gerilme değerleri ise metal gibi bükülebilir özelliklere sahip materyallerin analizinde kullanılmaktadır (9). Çalışmamızda kemik içerisindeki gerilme değerlerinin analizinde asal gerilmeler ve bileşkeleri olan Von-Mises gerilmeleri , titanyum implant içerisinde oluşan gerilme değerlerinin analizinde Von-Mises gerilmeler ve hem kemik hem de titanyum implant için strain değerleri kullanılmıştır.

Lewinstein ve arkadaşları 1995'te alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda, kanatlı sabit-hareketli protezlerin distalinde ortaya çıkan gerilmeleri ortadan kaldırmak için, posterior bölgeye üzerinde ball ataşman bulunan kısa bir implant yerleştirilmesini öneren yeni bir sistemi savunmuşlardır. Araştırmacılar bu sistemin distal bölgeye gelen kuvvetleri karşılayarak, dönme momentlerine engel olacağını ileri sürmüşlerdir. Geliştirilen bu yeni sistemin iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmada, distal bölgeye yerleştirilen kısa implantların mevcut uygulamalara göre gerek üst yapılara, gerekse çevre kemiğe gelen gerilmeleri ciddi oranda düşürdüğü saptanmıştır (141). Bizim çalışmamızda da implantlardan uzak bölgelerdeki kemikte gerilmeler saptanmış ama bu konuda yeterli bilgi elde edilememiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, yüklemenin gerçekleştirildiği tarafa yakın implantın her zaman en yüksek kuvvete maruz kaldığı görülmüştür. Yapılan bir çalışmada bu bulguyu destekler şekilde en büyük gerilme değerlerinin yüklenen taraf implantının distalinde görüldüğü bildirilmiştir (57). Yüklemeler sağ ve sol çift taraflı

yapıldığında kortikal kemikte ve trabeküler kemikte tüm modellerde gerilme değerlerinin düştüğü görüldü. Çalışma sonuçlarımızla paralellik gösteren, yükleme kesici dişler üzerinden uygulandığında ise implantlar üzerinde veya anterior bölgede iki implant arasında oluşan kuvvetlerin ve momentlerin daha yüksek olduğunu (185), kuvvetin 1. molar ve 2. premolar dişler üzerinden bilateral uygulanması sonucunda ise yükün bir kısmının mukozada, bir kısmının da posterior dişsiz sahada dağıldığını ve implantlarda oluşan kuvvetlerin azaldığını belirten çalışmalar mevcuttur (95,185). Pek çok çalışmada kemikteki gerilmelerin daha çok implantın boyun bölümüne komşu olan kortikal kemikte oluştuğu söylenmiştir (43,53,61,113,149,198) ve çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarımız bu durumu desteklemektedir. Bulgularımızda implantlar çevresindeki kemikte en yüksek gerilmeler implantların boyun kısmında meydana gelirken, apikale doğru gerilmelerin oldukça azaldığı görülmüştür. Sonuçlarımızı destekler şekilde, en yüksek gerilme değerlerinin implantın boynunda oluştuğu, en düşük gerilmelerin ise implantın apikaline doğru yöneldikçe oluştuğunu belirten (149), farklı implant çaplarında ve boylarında gerilmelerin implantın boyun bölgesinde lokalize olduğunu söyleyen (113) FEA çalışmaları bulunmaktadır.

Çalışmamızın bulgularından çıkan diğer bir sonuç ise kortikal kemikte, kuvvetin uygulandığı yere uzak implantlarda gerilmeler azalırken trabeküler kemikte her zaman aynı şekilde olmadığıdır. Bu da, trabeküler kemikteki gerilmelerin diğer bölgelere dağılarak implantların başarısını arttırıcı etkide olduğunu düşündürmektedir. Trabeküler kemikteki gerilmeler kortikal kemiktekilere göre çok düşüktürler.

Klinik çalışmalar sonucunda kemik rezorbsiyonun en yoğun olduğu bölge implantın boyun bölgesi olarak tespit edilmiştir. Rezorpsiyonun etken faktörünün anlaşılabilmesi amacıyla, araştırmacılar farklı hipotezler ortaya atmıştır. Yapılan hayvan çalışmaları ve klinik çalışmalar sonucunda, aşırı oklüzal kuvvetlerin varlığında kemik rezorpsiyonunun artacağı bunun sonucu olarak da implant kayıplarının oluşabileceği belirtilmiştir (38). Çalışmamızda oklüzal yüklerin yoğun olduğu serbest sonlanan farklı morfolojilere sahip mandibulalarda, çeşitli implant yerleşim modelleri ve üst yapı materyaline gelen çiğneme kuvvetlerinin kemikte oluşturduğu gerilme değerleri karşılaştırılmıştır.

Yapılan çalışmalarda osseointegrasyonun ve uzun dönem başarısının implant boyun bölgesindeki krestal kemik seviyesinin korunmasına bağlı olduğu gözlenmiştir.

İmplant tedavilerinde krestal kemiğin korunması, biyolojik olarak uyumlu ve oklüzal kuvvetleri dengeli bir şekilde krestal bölgedeki kemiğe iletebilecek uygun materyal seçimine bağlıdır (164). Çalışmamızda oklüzal kuvvetler ve yüzeyler yapılan çalışmalar rehber alınarak belirlenmiştir. Oklüzal yüzeyin tasarımı gerilme dağılımını etkileyebildiği için yükleme noktaları fonksiyon esnasında alt dişlerin temas ettiği yerler olarak seçilmektedir.

Bu nedenle komplikasyonsuz cerrahi uygulaması sonrası, ideal implant materyali ve uygun protez materyali kullanılmalı, doğru bir planlama yapılmalı, sonrasında ağızda oluşan oklüzal kuvvetlerin etkileri dikkate alınmalıdır. Yerleştirilen implant ve kullanılan protez materyalinin oklüzal yüklere maruz kaldığında, oluşan gerilmelerin biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandıklarının belirlenmesinin, implant destekli tedavi planlamasında en önemli yol gösterici olacağı düşünülmektedir (8).

İmplant ile kemik ilişkisinde kortikal kemiğin çok önemli olduğu belirtilmiştir. Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle oklüzal kuvvet sonucu oluşan gerilmelerin periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise gerilmelerin boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı bilinmektedir. Ayrıca kortikal kemiğin elastiklik modülü implanttan daha düşüktür. Dolayısıyla teorik olarak, başarısızlık oluşacağında implanttan ziyade kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşması daha kuvvetli bir olasılıktır. Buna bağlı olarak çalışmada hem kuvvet dağılımının daha etkili olabilmesi için protez yapısında, hem de gerilmelerin yoğun olacağı düşünülen krestal kemik bölgelerinde oldukça yüksek sayıda eleman kullanılması analizin doğruluğu açısından tercih edilmiştir.

Kemikte oluşan gerilmeleri etkileyen diğer bir faktör de implantların yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan gerilmeler azalmaktadır. Yapılan çalışmalar alt çene posterior bölgede D2 ve D3 kemik yoğunluklarıyla sıklıkla karşılaşıldığını göstermektedir (164). Bu yüzden çalışmamızda D2 kemik yoğunluğuna denk gelen elastiklik modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır.

Papavasiliou ve ark yaptıkları çalışmada farklı kemik tipinin gerilme dağılımına etkisini araştırmışlardır. Kortikal kemikte oluşan gerilmelerin, her koşulda trabeküler kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (84,119). Çalışmamızda, daha önce

yapılan çalışmalarda görülen benzer sonuçlar bulunmuştur. Gerilmelerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemikten yüksek olması, maruz kalınan kuvvetlere daha fazla direnç göstermesine sebep olmaktadır. Bunun sonucu olarak gerilme toplamı trabeküler kemikten fazla olmaktadır (84).

Çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan gerilmeler, implant ve üst yapılarının uzun dönem başarısını etkilemektedir. Bundan dolayı çiğneme kuvvetlerini kompanse edebilen, implant ve komşu kemiğe dengeli yük dağılımı yapabilecek protezler tedavinin başarısı için çok önemlidir (82,164).

İmplanların üzerine gelen yüklerin etraflarındaki kemiğe iletilmesine etki eden bir çok faktör vardır. Yüklemenin çeşidi, kemik-implant aralığı, implantların çapı ve uzunluğu, implant yüzeyinin şekli ve karakteristiği, etraftaki kemiğin kalitesi ve miktarı, uygulanan protezin tipi bu yüklerin dağıtılmasında başlıca rol oynayan faktörleri oluşturur.

Porter ve ark İDHP uygulamalarında kullanılan tutucu sistemleri strain-gauge metodu kullanarak in-vitro olarak karşılaştırmışlardır. Ball tutucuların barlı tutuculara göre uygulanan kuvvetlerin çok daha azını destek kemiğe ilettiklerini bildirmişlerdir (185). Tokuhisa ve ark'da tutucu sistemlerin gelen kuvvetlerin dağılımına ve protez stabilitesine etkisini strain-gaugeler kullanarak araştırmışlardır. Barlı bağlantılar ve ball tutucuların protez hareketlerini eşit miktarda engelledıklerini bulmuşlardır. Ayrıca tek taraflı yüklemelerde ball tutucuların kullanıldığı sistemlerde çalışan taraftaki implant çevresinde gerilme yoğunlaşmaları bulmuşlardır. Bu gerilme miktarları barlı bağlantılara göre daha az olmaktadır (239). Bizim çalışmamızda da Porter ve Tokuhisa'nın bulguları doğrultusunda ball tutucular kullanılmıştır. Tek taraflı yüklemelerin yapıldığı sonlu elemanlar analizi bulgularımızda çalışan taraftaki implant çevresindeki kemikte gerilme yoğunlaşmaları görülmüştür. Buda Tokuhisa ve arkadaşlarının bulgularını destekler niteliktedir.

Meijer ve ark üst yapıda yüklemelere maruz kalan bölgeye yakın olan implantlarda en büyük gerilme değerlerinin oluştuğunu görmüşlerdir (149). Bizim çalışmamızda tek taraflı yükleme durumlarında çalışan taraftaki implantta daha fazla gerilme yoğunlaşmaları görülmüştür. Bu Meijer ve arkadaşlarının bulguları ile benzerlik göstermektedir.

Protetik tedavinin en önemli amacı kalan dokuların sağlığını ve devamlılığını korumaktır. İmplantların şekli, yeri ve gelen kuvvetlerin çeşitliliği ile ilgili yapılan çalışmaların çoğu bu amaca yöneliktir. Kemiklerin, rezorpsiyon ve apozisyon mekanizmaları üzerine birçok araştırma yapılmasına rağmen işleyiş prensipleri tam olarak açıklanamamıştır (76,124,130,131,235,260). Alt çenede dişlerin kaybıyla fizyolojik bir rezorpsiyon görülmektedir. Tam dişsiz bir ağızda yıllık ortalama kemik kaybı 0,4 mm olurken (153,178) iki adet implantla desteklenmiş implant üstü hareketli protezlerde bu kayıp 0,1 mm olmaktadır (23,112). Mekanik gerilme, rezorpsiyon miktarı ve prostoglandinler ile tetiklenmiş kemik rezorpsiyonu arasında direk bir bağın olduğu açıklanamamıştır (124). Yapılan araştırmaların sonucunda kemiğin üzerine gelen kuvvetlere göre şekil değiştirdiğine inanılmaktadır. Gelen kuvvetin yönüne göre oluşan gerilmeler rezorpsiyon mu yoksa apozisyon mu olacağını belirlemektedir. Baskı tipi gerilmelerin pozitif emir vererek rezorpsiyonu arttırdığı bilinmektedir. Çekme tipi gerilmelerin ise negatif emir vererek apozisyonu başlattığı çeşitli araştırmacılar tarafından kanıtlanmıştır (76). Protez tipi ile rezorpsiyon ilişkisi araştırıldığında en çok rezorpsiyon geleneksel tam protez kullanan hastalarda olurken en az kret rezorpsiyonu ise implant destekli sabit restorasyonlarda görülmüştür (260). İDHP kullanan hastalarda ön bölgede rezorpsiyon miktarı sabit restorasyonlardaki değerlere çok yakınken arka bölgelerde biraz daha fazla rezorpsiyon görülmektedir. Buna rağmen bu bölgede ki rezorpsiyon tam protezlerden daha azdır (123,214). Ancak İDHP'lerin posterior bölgede tam protez ve implant destekli sabit protezlerden daha fazla rezorpsiyona neden olduğu (123), yine benzer sonuçların implant destekli hareketli protezlerde rezilient tutucu kullanıldığında da meydana geldiğini belirten çalışmalarda vardır (123, 259). Davis ve ark alt çene implant üstü sabit protezler kullanan hastalarda oluşan rezorpsiyonu panaromik radyografi kullanarak ölçmeyi amaçlamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda aşırı derecede rezorpsiyon görülen hastalarda kemik yapımı meydana geldiğini bulmuşlardır (76). Bizim çalışmamızda gerilme yoğunlaşmaları implant çevresi ve yanak cebi bölgelerinde görülmektedir. İmplant çevresinde görülen gerilmelerin bu bölgede ki kemiği stimule ettiği bilinmektedir. Arka bölgede meydana gelen gerilmelerin de belli sınırlar içerisinde kemik üzerinde rezopsiyonu önleyici etki yapacağını düşünmekteyiz. Bu olumlu değişikliğin sebebinin de implant destekli tam protez kullanan hastaların çiğneme kuvvetlerinin tam protez hastalarına göre daha fazla olmasından kaynaklandığı görüşündeyiz.

Kemik dokusu, üzerine gelen yük değerleri ve şekline göre (sıklık, süre, yön) hücrelerinin aktivite şekillerini düzenlemektedir. Kemik üzerine gelen yüklerin hücresel cevap oluşturabilmesi için gerekli olan eşik değeri, genetik olarak belirlenmektedir. Yapılan çalışmalarda Frost'un tanımladığı strain değerleri karşılaştırma amacıyla kullanılırken, biz bunun yanında gerilme değerlerine göre de karşılaştırma yapmak için yeni literatür bilgilerinden faydalandık (22). Frost'un mekanostat teorisinde 25 000 strain değerinde kemiğin kırılabileceği belirtilirken (163), Çiftçi (60) ve Teixeira (237) kemiğin kırılabileceği eşik değerini 167 MPa, titanyum implantın ise 900 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Bunun yanında Texeira çekme gerilmesindeki sınırı 120 MPa, basma gerilmesindeki sınırı ise 167 MPa olarak belirlemiştir. Yine Frost (163) kemiğin toplam yer değiştirme mikarının %1-2 olduğunda kırılabileceğinden bahsetmiştir. Bu değerlerin doğrudan birbirlerine dönüştürülmesi mümkün gözükmemekle birlikte bir fikir vermektedirler. Bu konuda Li (143) ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kemiğin yoğunluk miktarının artmasıyla aşırı yüklenme sonucunda, rezorpsiyona neden olan eşik değerinin de artacağı belirtilmiştir. Araştırmacılar kortikal kemiği temsilen, kemik yoğunluğunun 1,8 g/cm^3 olduğu durumda, Von Mises gerilmelerinin 28 MPa'ı geçtiği bölgelerde rezorpsiyon gözleneceğini ifade ederken, kemik yoğunluğunun 0,8 g/cm^3 olduğu durumda ise 6 MPa'ı geçen Von Mises gerilmelerinin rezorpsiyona neden olabileceği belirtilmiştir. Bu durum Motoyoshi ve arkadaşları tarafından kortikal kemik kalınlığı ile ilişkilendirilmiş ve kortikal kemik kalınlığının 1 mm den fazla olduğu ve 1 mm den az olduğu durumlarda rezorpsiyona neden olan eşik değerlerini incelemişlerdir (171). Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak belirlenmiştir. Ancak atrofik mandibulalarda özellikle posterior krestal alanda kortikal kemik kalınlığının inceldiği hatta nadiren de olsa tamamen ortadan kalktığı ve trabeküler kemiğin açığa çıktığı vakalar bulunmaktadır. Bu tür vakalarda krestal alana gelen gerilme değerleri kortikal kemiğin incelmesine bağlı olarak artış gösterecektir ve daha düşük gerilme değerlerinde rezorpsiyon görülecektir. Motoyoshi ve arkadaşlarının çalışmasında bu kortikal kemik kalınlığı azaldığında, rezorpsiyona neden olan eşik değerinin azaldığı belirtilmiştir (171).

Çalışmamızın sonucunda en yüksek gerilme değeri 368,43 MPa olarak Kare 4. modelinde bütün dişler üzerinden yükleme yapıldığında yanak cebi kortikal kemikte bulunmuştur. Bu değer, kortikal kemik için rezorpsiyon eşik değeri olarak belirtilen 28 MPa'ın ve kırılma eşik değeri olarak verilen 167 MPa'ın oldukça üstündedir. Elde

edilen çekme gerilmesi ise eşik değer olan 120 MPa'ın üzerinde 305,8 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Basma gerilmelerinde eşik değer olan 167 MPa ise geçilmemiştir. Çekme gerilmesinin aşılmış olması implantın kemikten ayrılmasına neden olacağından bu sonuç bize implant kaybının ortaya çıkabileceğini göstermiştir. İmplantlarlarda elde edilen gerilme değerleri değerlendirildiğinde de eşik değer olan 900 MPa'ın geçilmediği görülmüştür. Frost'un strain değerlerine göre karşılaştırma yapıldığında da çalışmamızda elde edilen en yüksek strain değeri 34 960 olarak yine Kare 4 modelinde bütün dişler üzerinden yükleme yapıldığında yanak cebi bölgesindeki kortikal kemikte bulunmuştur. Bu değerde yine Frost'un mekanostat teorisinde kemiğin kırılma değeri olan 25 000'in çok üstündedir. Diğer yükleme tiplerinde ise gerilmeler, tüm implant yerleşim örneklerinde eşik değerin daha altında bulunmuştur. Fakat her üç morfolojiye sahip alt çene modelinde de 2. kesici diş alanına implant uygulanan İDHP'lerde kortikal kemikte 23-25 MPa gibi eşik değere yakın değerler göze çarpmaktadır. Bu nedenle 2. kesici diş alanına implant uygulanması sonradan implant ilavesi yapılacak vakalarda düşünülmelidir gibi görünmesine rağmen unutulmamalıdır ki in vivo olarak kuvvetler Sato ve arkadaşlarının da belirttiği gibi sürekli olarak etki etmemektedir (210). Bu nedenle hesaba katılması gereken kuvvetler devamlı değil aralıklı yükleme olarak değerlendirilmelidir. Bu bulgulara dayanarak minimum miktarda implant ve belli bir tutucu türünün alt çene morfolojisine bağlı olarak implant çevresi kemikte yıkıma neden olabilecek kuvvetler ortaya çıkardığını iddia edebiliriz. Çalışmamızda posterior bölgelerde oluşan gerilmeler de özellikle alt çene morfolojisine bağlı olarak implantlar arası mesafenin açılmasından etkilenmiştir. En yüksek gerilmelerin kare 4 modelinde 368,43 MPa olarak yanak cebi bölgesinde elde edilmesini sağlamıştır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre alt çene morfolojisine bağlı olarak kare morfolojiye sahip mandibulada implantlar arası mesafe arttıkça kemikte biyomekanik risk meydana getiren değerlere ulaşıldığı için destek kemikte meydana gelen gerilmelerin, kemikte rezorpsiyona ve hatta kırılmalara neden olabileceğini düşünmekteyiz. Üçgen ve U şeklinde morfolojiye sahip mandibulada ise elde edilen tüm değerler kemikte biyomekanik risk meydana getiren değerlere ulaşmamıştır. Bu nedenle bu gerilmelerin kemikte rezorpsiyona neden olmayacağını düşünmekteyiz. Ancak klinikte çoğu zaman karşımıza çıkan aşırı rezorbe kretlere sahip bireylerde (kortikal kemik kalınlığının azaldığı hatta yok olduğu) kemik yoğunluğu azaldığı için klinisyenlerin bunu dikkate alarak planlama yapması, daha düşük gerilme değerlerinin

kemikte rezorpsiyona neden olabileceğini düşünmesi gerekmektedir. Ayrıca yapılan örneklemeler arasında kare ve U şeklinde morfolojiler için iki implant kullanılacak protez dizaynlarında kanin diş pozisyonu en ideal implant uygulama alanı olmuştur. Ekonomik koşullar nedeniyle daha sonradan implant sayısının arttırılması düşünülüyorsa implantların öncelikle 2. kesici diş bölgesine uygulanması düşünülebilir. Üçgen morfolojiye sahip mandibulada ise iki implant kullanılacak protez dizaynlarında en ideal implant uygulama alanı 1. premolar diş pozisyonu olmuştur. Tüm modellerde en yüksek gerilmeler tüm dişler üzerinden kuvvet uyguladığında ortaya çıkmıştır. Bu durum tedavi sonrası implantların uzun dönem başarısı için hastaları parafonksiyonel alışkanlıklardan uzak tutmamız gerektiği sonucunu bir kez daha vurgulamıştır. Parafonksiyonel alışkanlıklar karşısında koruyucu tedavilerin uygulanması gerekmektedir.

Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olan bir alt çene kemiği kullanılmıştır. Daha sonra yapılacak çalışmalarda farklı kortikal kemik kalınlıklarında, farklı yoğunlukta kemiklerde dikey ve yatay yüklemeler altında interforaminal bölgede implantların farklı yerleşim alanlarında kullanılmasının kemikte oluşan gerilmeleri nasıl etkileyeceğinin incelenmesinin faydalı olacağını düşünmekteyiz.

Bu çalışma in vitro deneysel sonuçlar vermiştir. Ancak unutulmamalıdır ki, implantlar etrafındaki kemik içi gerilme ve çene kemiklerinin fizyolojik gerilme eşiği klinik olarak ölçülememekte (55), oral implantlar etrafında marjinal kemik kaybına neden olabilecek gerilmelerin nitelik ve niceliğini açıklayabilecek çalışmalar hayvan deneyleri (210), matematik formüller (97,143) ve FEA çalışmalarıyla (22,143) sınırlı kalmaktadır. FEA yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler nedeniyle de alınan sonuçların ‘yaklaşık sonuçlar’ olduğu unutulmamalıdır (144). Bu sonuçlarla ilgili kesin yargılar çıkarmak için önce mutlaka uzun süreli klinik çalışmalarla desteklemek gerekmektedir.

6.SONUÇLAR

Alt çene tam dişsizlik vakalarında farklı morfolojilere sahip mandibulalarda interforaminal bölgede farlı yerlere uygulanan implantların kemikte meydana getirdiği gerilmelerin sonucunda üç boyutlu FEA ile elde edilen bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. FEA yöntemi ile incelenen implantlarda gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için, implantların orijinal dizaynlarına sadık kalınarak matematik model haline getirilmesi gerekmektedir.
2. Dikey kuvvetler ile kemikte oluşan en yüksek gerilmeler Kare 4 modeli hariç diğer modellerin hepsinde implantların boyun kısmındaki kortikal kemikte meydana gelmiştir.
3. Kare 4 modelinde en yüksek gerilme yanak cebi bölgesindeki kortikal kemikte meydana gelmiştir.
4. Tüm modellerde ve yükleme şekillerinde en yüksek gerilme değerleri kortikal kemikte oluşurken trabeküler kemiğe iletilen gerilmelerin çok düşük olduğu gözlenmiştir.
5. Tek taraflı yükleme durumunda çalışan taraftaki implantın çevresinde denge tarafına göre daha fazla gerilme yoğunlaşmaları görülmüştür.
6. Alt çene kemiğinde en düşük gerilme değerleri çift taraflı yükleme durumunda elde edilirken, en yüksek gerilme değerleri tüm dişlerin temasta olduğu durumda ve ikinci en yüksek gerilme değerleri ise kesici dişler üzerinden yükleme durumunda elde edilmiştir. Bu sonuca dayanarak hastalara mümkün olduğunca çift taraflı çiğneme yapılması önerilmelidir. Ayrıca besinleri kesici dişleriyle ısırmak yerine keserek yemeleri önerilebilir.
7. Çalışmamızın sonuçlarında elde edilen gerilme değerleri, kare 4 modeli hariç diğer modellerde literatürde kemik rezorpsiyonu oluşturacak eşik değerinin daha altında bulunmuştur. Ancak her 3 morfolojide de 2. kesici diş alanına implant yerleştirildiğinde implantların boyun kısmındaki kortikal kemikte meydana gelen gerilme değerleri rezorpsiyon eşik değerlerine oldukça yakın bulunmuştur. Kemik yoğunluğunun azaldığı veya kortikal kemik kalınlığının 1,5mm den daha az olduğu bireylerde bu değerlerin rezorpsiyona neden olabileceğini düşünmekteyiz.

8. Ekonomik olarak daha sonra implant ilave edilmesi düşünülen vakalarda 2. kesici diş alanına implant yerleştirilmesini önerebiliriz.

9. Kare ve U şeklinde morfolojiler için iki implant kullanılacak protez dizaynlarında kanin diş pozisyonu, üçgen morfolojiye sahip mandibulada ise 1. premolar diş pozisyonu olmuştur.

10. Kare 4 modelinde kemik rezorbsiyonunu oluşturacak ve hatta kırılmasına neden olabilecek değerler elde edilmiştir. Yine bu modelde elde edilen çekme gerilmesininde implant kayıplarına neden olabileceğini düşünmekteyiz. Bu nedenle tam dişsiz alt çenelerde 2 implant uygulanacak vakalarda kare morfolojilerde kanin dişlerin daha distaline implant yerleştirilmesini önermemekteyiz.

11. İmplantlarda elde edilen Von Mises gerilme değerleri kırılma değerlerinin altında elde edilmiştir.

12. İmplant destekli hareketli protezlerde tüm modellemelerde en yüksek gerilmeler tutucu parçaların çevresinde gözlemlenmiştir. Bu da protezler için en zayıf bölgenin bu alan olduğunu göstermektedir. Bu nedenle protezdeki erken temaslar engellenmeli ve bu alandaki akrilik miktarının çok ince bırakılmamasına çalışılmalıdır.

13. İmplant destekli hareketli protezlerde tüm modellemelerde elde edilen displacement değerleri 0-%1arasında elde edilmiştir. Bu değer bize protez hareketlerinin yüksek değerlerde ortaya çıkmadığı göstermiştir. Ancak klinik olarak ağız içinde in vitro deneylerden daha fazla hareketlilik görülebilir.

14. Farklı tutucu tiplerinde kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğunun azalmasının gerilme değerlerine etkisinin incelenmesi gerektiğini ve bunun klinik yarar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu bilgiler ışığında çalışmamızın sonuçlarından kesin yargılar çıkarmadan önce mutlaka kapsamlı invitro çalışmalar ve uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiğine inanmaktayız.

7.KAYNAKLAR

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:347-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1986;15:39-52.
3. Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil. 2003;30:41-5.
4. Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22:101-9.
5. Akca K, Çehreli M. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stres analysis. Med Biol Eng Comput. 2006;44:527-35.
6. Akça K., Çehreli M. C., İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002; 15: 115-121
7. Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism. Part II: 3-D finite element stres analysis Implant Dent. 2002;15:115-21.
8. Akca K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. Journal of Oral Rehabilitation. 2002;29:350-6.
9. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stres analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16:722-30.
10. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future. 1966-2042. J Can Dent Assoc. 2005;71:327

11. Albrektsson T., Zarb D., Worthington P., Eriksson A. R. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986;1:11-25.
12. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. J Prosthet Dent. 2001;85:141-7.
13. Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of novel approach. Clin Oral Implants Res. 2009;20:356-65.
14. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. J Prosthodont. 2005;14:184-90.
15. Al-Sukhun JA, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. J Biomed Mater Res A. 2007;80:234-46.
16. Al-Sukhun JA, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. J Biomed Mater Res. 2007;80:247-56.
17. Arat ZS.Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi.İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul,2010.
18. Assif D., Marshak B.&Horowitz A. Analysis of load transfer and stres distribution by an implant supported fixed partial denture. J Prosthodont 1996;75:285-91.
19. Assunçao WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP. Comparison of stres distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. J Oral Rehabil. 2008;35:766-74.
20. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. J Prosthet Dent. 2005;94:242-58.
21. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. J Prosthet Dent. 2001;86:119-25.

22. Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. Dent Mater. 2009;25:678-90.
23. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the Efficacy of Mandibular Implant-Retained Overdentures and Conventional Dentures Among Middle-Aged Edentulous Patients: Satisfaction and Functional Assessment. Int J Prosthodont. 2003;16:117-22.
24. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, LOcker D, Klemetti E, Chehade A, Savard A, Feine JS. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. Int J Prosthodont.. 2003;16:390-6
25. Babbusch CA., Kent JN., Misiek DJ. Titanium plasma- sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. J Oral Maxillofac Surg. 1986;44:274-82.
26. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. Int J Prosthodont. 2002;15:575-81.
27. Barbier L & Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. Intl J Oral Maxillofacl Implants. 1997;12:215-23.
28. Barbier L., Sloten JV., Krzensinki G., Schepers E & Van Der Perre. Finite element analysis of non-axial versus axila loading of the implants in the mandible of the dog. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;25:847-58.
29. Batenburg R.H.K., Meijer H.J.A., Raghoebar G.M., Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review Int J Oral Maxıllofac Implants 1998;13:539-45.
30. Baternburg RH,Rckhoebar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk et al. Mandibular overdentures supported by 2 or 4 endosteal implants. A prospective comparative study. İnt J Oral Maxillofac Surg. 1998;27:435-9.
31. Benzing U.R., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10:188-98

32. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:253-62.
33. Baiamonte T., Abbate M.F., Pizzarello F., Lozada J., James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantology 1996;22:104-10.
34. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics. In: Misch CE (ed). Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby, 1993:304-306
35. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1992;1:289-94.
36. Binon PP. Implants and components: Entering the new millenium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:76-94.
37. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurements of delayed and immediately loaded implants during healing. Clin Oral Implants Res. 2004;15:529-39.
38. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatitecoated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:626-33.
39. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res. 1983;62:155-9.
40. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969; 3:81–100
41. Branemark P-I. Introduction to osseointegration, in Branemark P-I, Zarb G, Alberkktsson T (eds); Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Quintessence Pub, Co., Inc. 1985 p11-14
42. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
43. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. J Prosthet Dent. 1998;79:328-34
44. Brunski JB Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clinical Materials. 1992;10:153-201

45. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:85-97.
46. Bryant SR, Zarb GA. Outcomes of implant prosthodontic treatment in older adults. J Can Dent Assoc. 2002;68:97-102
47. Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Implants Res 2005; 16: 473–479
48. Burns D.R. The mandibular complete overdenture. Dent Clin N Am 2004;48:603-23.
49. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res 1997;8:161-72.
50. Buser D, Nydegger T., Hirt HP., Cochran DL., Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral maxillofac Implants 1998;13:611-9.
51. Buser D., Schenk RK., Steinemann S., Fiorellini JP., Fox CH. & Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Materials Res 1991;25:889-902.
52. Caglar 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;21:36–44
53. Canay S, Hersek N, Akpinar I, Aşik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis.Quintessence Int. 1996;27:591-8
54. Carter DR. Mechanical loading and skeletal biology. J Biomech 1987;20:1095-109.
55. 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;15:249-57
56. Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir ÖG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four units of axial versus off-set loading. Journal of Oral Rehabilitation 2002;29:394-400

57. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007;97:229-35.
58. Chaytor DV, Zarb GA, Schmitt A, Lewis DW. The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto Study: bone level changes. Int J Periodontics Restorative Dent. 1991;11:112-125
59. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont 2004;13:221-6
60. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:571-82
61. Clelland NI, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stres anlysis in and around the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:391-398
62. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP ve ark. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. Clin Oral Implants Res 2002;13:144-53
63. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with strauman implants including the ITI dental implant system: a consensus report. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 33-58
64. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. Int J Oral Maxillofac Implants 1987; 2:15-22.
65. Cordioli G, Majzoub Z, Castagna S. Mandibular overdentures anchored to single implants: A five-year prospective stıdy. J Prosthet Dent 1997;78:159-165
66. Cordioli G, Majzoub Z, Piatelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:668-674
67. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated implants: A 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants 1987;2:91-100
68. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP da Silva, Lemonge AC de Castro. Three-dimensional finite element analysis of a cuneiform- geometry implant. Int J of Maxillofac Implants 2003; 18: 675–684

69. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:391-403
70. Cune M, Van Kampen F, Van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont 2005;18:99–105
71. Çalıkkocaoğlu S. Tam protezler. Cilt 1. İkinci bas. İstanbul.Gür-Ay Matb. 1993:1-2, 115-117.
72. Çankaya Ö. Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerlestirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dagılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Saglık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2005
73. Çelik G. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği Mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Ankara, 2006
74. Çilingir A.A. Geleneksel ve İmplant Destekli Alt Tam Protezlerde Alt Çeneye Gelen Gerilmelerin Deneysel ve Sayısal Yöntemlerle Analizi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2005.
75. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys. 2008;30:218-225
76. Davis WH, Lam PS, Marshall MW, Dorchester W, Hochwald DA, Kaminishi RM. Using restorations borne totally by anterior implants to preserve the edentulous mandible. J Am Dent Assoc. 1999;130:1183-9
77. Davis DM, Rogers JO, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdetures: a 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:767-774
78. Davodi A., Nishimura R., Beumer J. III. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. J Prosthet Dent 1997;78:212-217

79. Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. J Oral Implantol 2005; 31: 18–24
80. Denissen HW, Kalk W, deNieuport HM, Maltha JC, van de Hoof A. Mandibular bone response to plasma-sprayed coatings of hydroxyapatite. Int J Prosthodont. 1990;3:53-58
81. Deporter Da, Watson PA, Pilliar RM, et al. A prospective clinical study in humans of a partially porous coated endosseous dental implant: Three-to four –year results. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:83-91
82. DeVree JH, Ptres MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil 1983; 10: 505–17
83. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. J Am Dent Assoc 2003;134:1455-8
84. Duyck J, Naert I., Van Oosterwyck., Ronold HJ., Vander Sloten J., Ellingsen J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around Osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin. Oral Impl. Res 2001;12:207-18
85. Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. Arch Oral Biol 2006; 51: 1–9
86. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. Clin Oral Investig. 1999;3:201-7
87. Duyck J., Van Oosterwyck H., Vander Sloten J., De Cooman M., Puers R.,Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. Clin. Oral Impl. Res, 2000;11: 465-475
88. Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting illfitting prostheses: an animal study. Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7: 150–158
89. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part II.Implant Dent 1999;8:265–77

90. Engquist B, Bergendal T, Kallus T & Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3: 129-34
91. Eskitascıoglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004; 91: 144-50
92. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. Cochrane Database Sys Rev 2004; 3:CD003878
93. Fanuscu MI, Caputo AA. İnfluence of attachment system on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. Int J Prosthodont 2004; 13: 214-220
94. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. J Oral Rehabil 1989; 16: 603-11
95. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J. Prosthet. Dent., 1996; 76: 624-632
96. Froum SJ, Simon H, Cho SC, Elian N, Rohrer MD, Tarnow DP Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 54–60
97. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. Anat Rec. 1990;226:403-413.
98. Geçkili O. İki farklı implant yüzeyinin kemik içi stabilite ve krestal kemik kayıpları üzerine etkilerinin; iki farklı abutment tipinin hasta memnuniyetlerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2007.
99. Geertman ME, Slagter AP, Van Thof MA, Van Waas MAJ, Kalk W. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. Journal of Oral Rehabilitation 1999 26; 7-13
100. Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature J Prosthet Dent 2001;85:585-98
101. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. J Dent. 1997; 25 Suppl 1:21-24

102. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug;90:121-32
103. Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2010
104. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. Int J Prosthodont 2000;13:125–30
105. Gross MD.Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts.Aust Dent J. 2008 Jun;53 Suppl 1:S60-8. Review.
106. Gülay G. Farklı destek ve konektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez (Diş) Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2010
107. Güngör M.A., Dündar M., Artunç C. Diş Hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. E Ü Dişhek Fak Derg 2005:26;107-116
108. Hahn JA.,The Blade İmplant. J. Am. Dent. Assoc.,121:394-402,1990
109. Haraldson T., Carlsson GE., Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with Osseointegrated implant bridges. Acta Odontologica Scandinavia 1979 ;37:195-206
110. Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. Bite forces and oral function in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1979;6:41-48
111. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichhmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures.10-year clinical and radiographical results. Clin Oral Imp Res. 2004; 15: 560-569
112. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman G.Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1. In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Impl Res 2001;12:617–23
113. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. İnfluence of implant lenght and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-25

114. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstuctures. J Prosthet Dent. 1998;80:169-174
115. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6: 319-28
116. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Tokyo: Quintessence Pub; 1990
117. Holmes DC & Loftus JT. Influence of bone quality of stress distribution for endosseous implants J Oral Implantol 1997;23:104-111
118. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-88
119. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:345-360
120. 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;22:301-309
121. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clin Oral Implants Res 2003; 14: 97-102
122. İplikçiolu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stres distribution in the bone. J Dent 2002; 30: 41–46
123. Jacobs R, Schotre A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. Clin Oral Imp Res 1992: 3; 63-70
124. Jahangiri L, Devlin H, Ting K, Nishimura I. Current perspectives in residual ridge remodeling and its clinical implications: A review J Prosthet Dent 1998;80:224-37
125. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:413-417

126. Jokstad A. Osseointegration and dental implants. John Wiley&Sons, Inc., Publication. USA. 2008.
127. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Realtionship between the stres distribution and the shape of the alveolar resudial ridge- three-dimensional behaviour of a lower complete denture Journal of Oral Rehabilitation 2001 28; 950-957
128. Kenny R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998;80:559–64.
129. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 401–412
130. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A. Clinical bone densitometric evaluation of the mandible in removable denture wearers dependent on the morphology of the mandibular cortex J Prosthet Dent 2003;90:86-91
131. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A. Mandibular Bone Mineral Density Changes in Complete and Removable Partial Denture Wearers: A 6-Month Follow-up Study Int J Prosthodont 2003;16:661–665
132. Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. J Oral Rehabil. 1993;20:326-334
133. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:447-52
134. Korioth TW, Chew CB, Chung DH. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loadind of mandibular fixed-detachable prostheses. J Oral Implantol. 1998;24:93-96
135. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: Survival and evaluation of risk factors–Part II: Surgical and prosthetic complications. Implant Dent 2004;13:373–85
136. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:662-673

137.Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont. 2002 ;11:30-40

138.Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 179- 185

139.Lawrence A.,Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. J Oral Implantol 2001;6:23:291-301

140.Lazzara R., Testori T., Trisi P & Porter S A human histologic analysis of Osseotite and machined surface using implants with 2 opposing surfaces. Int J Periodont Res Dentistry 1999;19:117-129

141.Lewinstein I., Banks-Sills L., Elasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 355-366.

142.Lewis S.Treatment planning: teeth versus implants.Int J Periodontics Restorative Dent. 1996;16:366-77

143.Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dent Mater. 2007;23:1073-8.

144.Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/lmplant-retained long-span fixed dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:710-718

145.Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritzemeier CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, Spiekermann H, Strunz V, Yong M. Randomized Multicenter Comparison of 2 IMZ and 4 TPS Screw Implants Supporting Bar-Retained Overdentures in 425 Edentulous Mandibles Int J Oral Maxıllofac Implants 2003;18:835–847

146.McCabe J.F. Dishekimligi Maddeler Bilgisi (Çeviren M. Nayır). İstanbul: İ.Ü.Basımevi ve Film Merkezi, 1999: 4-24

147.McGill Consensus. Editorial J Prosthet Dent 2002;88:123-24

148.Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. J Oral Rehabil 1995; 22: 05-11

149. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. J Oral Rehabil 1996;23:757-763
150. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent 1992;68:96–101
151. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Bosman F., Steen W.H. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20: 147-157
152. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. J Oral Rehabil 1994;21:47–56
153. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:851–6
154. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture finite element analysis of two anchorage system. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 369-376
155. Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Impl Res 2002; 13: 334-341
156. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 375-383
157. Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. Clin Oral Implants Res 1997; 8: 142-151
158. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:185-194
159. Mericske-Stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericske E. A follow-up study of maxillary implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:678-686

160. Merickse-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res 2000; 11: 1f08-125
161. Mersin T.Ö., Akova T., Demirel F., Uysal H. Alt çene implant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tiplerinin ve değişik kret yüksekliklerinin implantlarda oluşan gerinime etkisi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2009;33:20-33
162. Misch CE. An organized approach to treatment options for mandibular implant overdentures. İçinde: Misch CE, editör. Dental Implant Prosthetics St. Louis: Mosby; 2005. pp. 206-27
163. Misch CE. Bone Density:A key determinant for clinical success, pp:130-140 In: Dental Implant Prosthetics, Misch CE, St Louis Mosby, Inc, 2005
164. Misch C.E. Dental Implant Prosthetics. Mosby, Inc. 2005:157-179
165. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. Implant Dent1998; 7: 35–42
166. Misch CE. İmplant design considerations for the posterior regions of the mouth Implant Dentistry 1999;8:376-85
167. Misch CE. Mandibular Implant Overdenture Design and Fabrication. pp: 228-264. In: Dental Implant prosthetics, Misch CE, St Louis Mosby, Inc, 2005
168. Misch CE. Treatment Options for Mandibular Implant Overdentures: An Organized Approach, Chapter 14: pp. 206-227. In: Dental Implant Prosthetics, Misch CE., Mosby, Inc., 2005
169. Misch CE. Treatment planning for edentulous maxillary posterior region. In Misch CE, editor: Contemporary Implant Dentistry, St Louis, 1993, Mosby.
170. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. J Prosthet Dent 1969;21:513-22
171. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38:13-8.
172. Myers R.E., Mitchell D.L. A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. J Prosthet Dent 1989; 61: 590-594
173. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. Int J Prosthodont 2004;17:401-10

174. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil 1999;26:195-202

175. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. Clin Oral Imp Res 1998:9:170-7

176. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures fort he fully edentulous mandible An up to 9-year longitudinal study.Clin Oral Invest 1997;1:19-124

177. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. J Prosthet Dent. 1991;65:671-680

178. Närhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures J Prosthet Dent 2000;84:43-9

179. Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on peri-implant parameters. Int J Prosthodont 2001;14:536–42

180. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent. 1996;76:633-40

181. Petrie C, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005; 16: 486-494.

182. Petropoulos V.C., Smith W., Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12: 176-185

183. Pierrisnard L, Hure G, Barguins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 353-362

184. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-Effect on bone remodelling. J Biomed Mater Res 1991:25:467-483

185. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants.2002;17:651-662

186. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. Indian J Dent Res. 2009;20:31-6

187. Proffit W.R. Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. Angle Orthod 1978;48(3):175-186

188. Quinlan P, Nummikoski P, Schenk R, Cagna D, Mellonig J, Higginbottom F, Lang K, Buser D, Cochran D. Immediate and early loading of SLA ITI singletooth implants: an in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 360–370

189. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. Clin Oral Implants Res 2005;16:277-87

190. Quirynen M, Neart I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants res. 1992;3:104-111

191. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Teerlinck J, Dekeyser C, Theuniers G. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. J Clin Periodontol. 1991;18:719-28

192. Raghoebar G.M., Meijer HJA, van't Hof M, Stengenga B, Vissink A, A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three modalities for patients with lower denture ptoblems. 10 year follow up study on patient satisfaction. İnt. J. Oral Maxillofac. Surg. 2003; 32: 498-503

193. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4:241-247

194. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel NB. Bending overload and implant fracture. Int J Oral and Maxillofac Implants 1995;10:215-223

195. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12:360– 370.

196. Reilly DT., Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissues.J Biomech 1975;8:393-405

197. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. Int J Oral Maxillofac Implants.1998;13:232-244

198. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990; 63: 671-6

199. Rodoni LR, Glauser R, Feloutzis A, Hammerle CHF. Implants in the posterior maxilla: A comparative clinical and radiologic study. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20: 231-237

200. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:504–14

201. Rosenberg ES, Cho SC, Elian N, Jalbout ZN, Froum S, Evian CI. A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:873–9

202. Rosenberg ES, Torosion JP & Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin. Oral Implan Res 1991;2:135-144

203. Rudge S.J. Dental arch analysis: arch form. A review of the literature. Eur J Orthod 1981; 3.279-284

204. Ruggiero SL, Mehrotra B, Rosenberg TJ. Osteonecrosis of the jaws associated with the use of bisphosphonates: a review of 63 cases. J Oral Maxillofac Surg 2004;62:527–34

205. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000;84:327–34

206. Sadowsky SJ.Mandibular implant-retained overdentures: A literature review J Prosthet Dent 2001;86:468-73

207. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review Journal of Dentistry 2002;30:271–282

208. Sakaguichi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 295-302

209. Sancaklı E. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2006.

210. Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. J Dent Res. 1998;77:387-92

211. Scacchi M. The development of the ITI Dental Implant System. Part I: A Review of the literature. Clin Oral Implants Res 2000;11:8-21

212. Schroder A" A Brief History of Implantology". In; Schroeder A., Sutter F.,Buser D., Krekeler G. (2.eds). Oral Implantology Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1996,60-63

213. Schultze-Mosgau S, Blatz MB, Wehrhan F, Schlegel KA, Thorwart M, Holst S. Principles and mechanisms of peri-implant soft tissue healing. Quintessence Int 2005;36:759-69

214. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. Acta Odontol Scand. 1988 Jun;46:135-40

215. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997; 10: 19-27

216. Sertgöz A., Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996; 76: 165-169

217. Setz J, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible:An invitro study. J Prosthet Dent 1998; 80: 323-9

218. Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures-an in vitro study. Int J Prosthodont. 2000;13:494-499

219. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stres distribution in an implant supported crown. J Prosthet Dent 2005;93:227-234

220. Sevimay M, Üsümez A, Eskitasçıoglu 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: 140–147.

221. Skalak R.: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983; 49: 843-848

222. Soydan N, Genel Histoloji. İ.Ü. Yayın No:3349, D.F. Yayın No: 56, İstanbul,1985.

223. Spiekermann H., Donalt K., Hassel T. Color atlas of dental medicine implantology. Ed: Rateitschak K.H. Newyork, 1995

224. Standford CM. Biomechanical and functional behavior of implants. Adv Dent Res 1999;13:88-92

225. Stanford CM.& Richard AB. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. J Prosthet Dent 1999;81:553-61

226. Stanford C.M.,Schneider G.B. Functional behaviour of bone around dental implants. Gerodontology, 2004:21;71–77

227. Stanford CM, Solursh M, Keller JC. Significant role of adhesion properties of primary osteoblast-like cells in early adhesion events for chondroitin sulfate and dermatan sulfate surface molecules. J Biomed Mater Res. 1999;47:345-352

228. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. İnfluence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maksillofac. Implants 1998; 13: 781-790.

229. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stres distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:82-90

230. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. J Periodontol. 2004 Sep;75:1233-41

231. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoebar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular

implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. J Oral Rehabil 2005;32:403-10

232. Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 819-825.,

233. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:675-90

234. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.Int J Oral Maxillofac Implants. 2003; 18:357-68

235. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. J Prosthet Dent 2003;89:427-35

236. Taylor T.D., Agar J.R., Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15:66–75

237. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. Implant Dent. 2010;19:39-49

238. The glossary of prosthodontic terms J Prosthet Dent 2005;94:10-92

239. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. ln vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. Int J Prosthodont 2003;16:128–34

240. Tolstunov L. Dental implant success-failure analysis: a concept of implant vulnerability. Implant Dent 2006;15:341-6

241. Tosun T. Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Saglık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1997

242. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. Implant Dent. 2006;15:24-34

243. Turfaner M. İnsan dişleri (morfoloji) ve okluzyon . İstanbul: Bozak Matb. 1982:116-117.

244. van der Bilt A, van Kampen FM, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. Eur J Oral Sci 2006; 114:191-6

245. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. J Dent Res 2002; 81: 170-3

246. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. J Dent Res 2004;83:708-11

247. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, DeCooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res 1998; 9: 407-18

248. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, Naert I. Periimplant bone strains in cases of dehinscence: a finite element study Clin. Oral Impl. Res, 2002;13: 327-333

249. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2006; 9: 257-270

250. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 538 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5:272-281

251. van Steenberghe D, Quirynen M, Neart I, Maffei G, Jacobs R. Marginal bone loss around implants retaining mandibular overdentures, at 4-,8- and 12-years follow-up. J Clin Periodontol. 2001;28:628-633

252. von Wowern N, Gotfredsen K Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. Clin Oral Implants Res. 2001;12:19-25

253. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE ve ark. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-

supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. Int J Prosthodont 1997;10:345-54

254. Weber HP, Buser D, Fiorellini JP, Williams RC. Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. Clin Oral Implants Res 1992;3:181-188

255. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1998;79:79-89

256. Weinberg LA. Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8 :19-31

257. Williams K.R., Watson C.J., Murphy W.M., Scott J., Gregory M., Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990; 21: 563-570

258. Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JI. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5 year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10:744-749

259. Wright PS, Watson RM. Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:77-81

260. Wyatt CCL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature J Prosthet Dent 1998;80:362-6

261. Yüzbaşıoglu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. On Dokuz Mayıs Üniversitesi Saglık Bilimleri Enstitüsü. Protetik Dis Tedavisi ABD. Doktora Tezi. Samsun. 2006

262. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? (guess editorial) Int J Periodontics Restorative Dent 1991;11:88-91192

263. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res. 2003;14:103-14

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Semra	**Soyadı**	Can Erkesen
Doğ.Yeri	İstanbul	**Doğ.Tar.**	13.02.1981
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	19850220322
Email	dt.semra@hotmail.com	**Tel**	0533 511 86 70

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2005
Lisans	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2005
Lise	Çemberlitaş Kız 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	İyi	Orta	İyi	57,500	

***Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	55,860	56,068	56,276
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Office	Çok iyi
Algor Fempro	Orta

Yayınları

1. Bilhan H, Can S. "An alternative prosthetic solution after loss of three out of six maxillary implants". Implants: International Journal of Oral Implantology 2008; 9(2): 10-12.

2. Can S, Bilhan H, Ateş M. "Üst çene tam dişsizlikte immediat yüklemedeki son gelişmeler: derleme". Türk Diş Hekimliği Dergisi. Ocak 2008; 71: 31-34

3. Can S, Kutay Ö. "İmplantlarda vida gevşemesi." Diş Hekimliğinde Klinik Dergisi. 2011; 4: 13-19.

Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

1. Can S. "Tam protez hastalarının hasta memnuniyeti açısından değerlendirilmesi." Türkiye Oral Cerrahi Derneği VII., Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği VIII. ortak kongresi. 29 Mayıs- 2 Haziran 2006 Bodrum, Türkiye (Serbest Bildiri).

2. Bilhan H, Türk Y, Arat S, Can S, Kutay Ö. "İmplant tedavilerinde en sık karşılaşılan sorun ve komplikasyonlar: Bilim Dalımızda 30 aya varan bir süre takip edilen bir grubun sonuçları." Türkiye Oral Cerrahi Derneği VII., Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği VIII. ortak kongresi. 29 Mayıs- 2 Haziran 2006 Bodrum, Türkiye (Poster Sunumu).