

AYŞEGÜL YURDAKOŞ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2010

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

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI REZORPSİYONLARA SAHİP DİŞSİZ ALT
ÇENELERE UYGULANAN İMPLANT ÜSTÜ
PROTEZLERDE İMPLANTLARA VE KEMİK DESTEĞİNE
GELEN STRESLERİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

AYŞEGÜL YURDAKOŞ

**DANIŞMAN
PROF. DR. TAYFUN BİLGİN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL PARSİYEL PROTEZ PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

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

12 / 10 / 2010

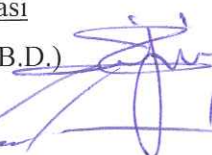


Prof.Dr.Tamer DEMİRALP
Müdür

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Ayşegül Yurdakoş
Tez Başlığı : "Farklı Rezorpsiyonlara Sahip Dişsiz Alt Çenelere Uygulanan İmplant Üstü Protezlerde İmplantlara ve Kemik Desteğine Gelen Streslerin İn Vitro olarak İncelenmesi"
Sınav Yeri : Total-Parsiyel Protez Seminer Salonu
Sınav Tarihi : 02 / 09 / 2010

Tez Sınav Jürisi

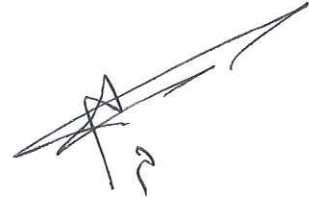
Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

- 1.Prof .Dr.Tayfun Bilgin - Danışman (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
- 2.Prof.Dr.Necat Tuncer (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.) 
- 3.Prof. Dr. Ata Muğan (İTÜ Makina Fakültesi (Mekanik Anabilim Dalı) 
- 4.Prof.Dr.Sami Yıldırım (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hast.ve Cerrahisi ABD) 
- 5.Prof.Dr Gülbahar Işık Özkol (İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi 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.

Ayşegül Yurdakoş



İTHAF

Anneme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora sürecinde bilimsel konularda olduğu kadar karşılaştığım tüm zorluklarda yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam sayın **Prof. Dr. Tayfun Bilgin'e,**

Tezimin hazırlanması sırasında bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Ata Muğan'a, Doç Dr. Ekrem Tüfekçi'ye, yüksek lisans öğrencisi Serhan Sapmaz'a, Araş. Gör. Cengiz Baykasoğlu'na, yüksek lisans öğrencisi Serhan Aya'ya,**

Eğitime katkıda bulunan bilim dalımızın öğretim üyeleri **Prof. Dr. Necat Tuncer'e, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol'a, Prof. Dr. Fatma Ünalın'a, Prof. Dr. Ömer Kutay'a, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar'a, Prof. Dr. Muzaffer Ateş'e, Prof. Dr. Olcay Şakar'a,**

Bilimsel konularda ve doktora sürecinde karşılaştığım tüm zorluklarda bilgisi ve emeği ile bana her zaman destek olan hocam sayın **Doç. Dr. Tonguç Sülün'e,**

Çalışmamın istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeklerini esirgemeyen sayın **Doç. Dr. Halim İşsever'e** ve sevgili **Emre Cihan'a,**

Bilgileri ve yardımları ile bana destek olan sevgili **Dr. Funda Çalışır'a, Dr. Altuğ Çilingir'e, Dr. Burç Gençel'e,**

Katkılarından dolayı kürsümüzdeki sevgili arkadaşlarım **Ahmed Astal'a, Ebru İspirgil'e, Gülsüm Ceylan'a, Hanefi Kurt'a, Onur Geçkili'ye, Yasin Türk'e** ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımdaki varlığı ve sonsuz sabrı için kuzenim **Dr. Fatih Yurdakoş'a,**

Tüm hayatım boyunca her zaman yanımda olup desteklerini ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen rahmetli anneme ve canım babama teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xxi
ÖZET	xxii
ABSTRACT.....	xxiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Ağız ve Diş Sağlığı	4
2.2. Kemik Fizyolojisi.....	6
2.2.1. Kemiğin Yapısı	6
2.2.2. Osteojenik Hücrelerin Tipleri ve Fonksiyonları	7
2.2.2.1. Preosteoblastlar	7
2.2.2.2. Osteoblastlar.....	7
2.2.2.3. Osteositler	7
2.2.2.4. Osteoklastlar.....	7
2.2.3. Kemik Matriksi	8
2.2.4. Kemik Oluşumu ve Rezorpsiyonu	8
2.2.4.1. Kemik Oluşumu	9
2.2.4.2. Kemik Rezorpsiyonu.....	9
2.2.5. Alt Çene Kemiklerinin Anatomik Özellikleri	10
2.2.6. Rezidüel Kret Rezorpsiyonu	11
2.2.7. Rezidüel Kret Rezorpsiyonunu Etkileyen Faktörler	13
2.2.7.1. Anatomik Faktörler	13
2.2.7.2. Metabolik Faktörler.....	14
2.2.7.3. Fonksiyonel Faktörler	16

2.2.7.4. Protetik Faktörler	18
2.3. Çene Kemîği İle İlgili Sınıflandırmalar	20
2.4. Kemik Dokusunun Biyomekaniği.....	23
2.4.1. Kemik Hücrelerinin Maruz Kaldığı Kuvvetler	24
2.5. Alt Çene Kemîğinin Biyomekaniği	26
2.6. Kemik-İmplant Arayüzeyinin Biyomekaniği	28
2.6.1. Uygulanan Kuvvetin Yerinin ve Büyüklüğünün Biyolojik Etkileri	30
2.6.2. Tedavi Sonrası Oluşan Okluzal Kuvvetler.....	31
2.6.3. Protez Tipinin ve İmplant Desteginin Etkisi.....	32
2.6.4. Kemîğin Niteliği ve Kemik-İmplant Arayüzünün Özellikleri	32
2.6.5. İmplantların İmmediyat ve Erken Yüklenmesi	33
2.7. Gerilme Analizleri İle İlgili Kavramlar	34
2.8. Gerilme analiz yöntemleri.....	37
2.8.1. Fotoelastik Gerilme Analizi	38
2.8.2. Strain-Gauge Gerilme Analizi	38
2.8.2.1. Strain-Gauge Seçim Parametreleri.....	40
2.8.3. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi	41
2.8.3.1. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin Avantajları	43
2.8.3.2. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi.....	43
2.9. Tam Dişsiz Hastalarda Tedavi Alternatifleri	45
2.9.1. Tam Protezler	45
2.9.2. İmplant Üstü Hareketli Protezler	47
2.10. İmplant Destekli Tam Protezlerde Bağlantı Tipleri.....	53
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	57
3.1. Deneysel Modelin Hazırlanması.....	57
3.1.1. Silikon Elastomer İle Yumuşak Dokunun Modellenmesi.....	58
3.1.2. Alt ve Üst Tam Protezlerin Hazırlanması	59
3.1.3. Artikülatörün Modifiye Edilmesi	61
3.1.4. Alt Çene Kemîğinin ve Üst Modelin Modifiye Edilmiş Artikülatöre Bağlanması.....	61
3.1.5. Alt Çene Kemîğine Strain-Gauge'lerin Yapıştırılması ve Veri Aktarımı İçin Hazırlanması	61
3.1.6. Yükleme Koşullarının Oluşturulması	62

3.1.7. Yüklemlerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kaydedilmesi	64
3.2. Geometrik Modellerin Oluşturulması	65
3.2.1. Mandibulanın Modellenmesi	65
3.2.2. Dental İmplantların ve Ataşmanların Modellenmesi	66
3.2.3. İmplant Üstü Hareketli Protezin Modellenmesi.....	66
3.2.4. Yumuşak Dokunun Modellenmesi.....	66
3.2.5. Modellerin Birleştirilmesi	66
3.2.6. Matematik Modellerin Oluşturulması	66
3.2.7. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması.....	68
3.2.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Uygulanan Kuvvetler ve Sınır Şartları	69
3.2.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Verilerin Alınması	73
4. BULGULAR.....	75
5. TARTIŞMA	325
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması	327
5.2. Bulguların Tartışması.....	336
5.2.1. Strain Gauge Analizi ve Sonlu Elemanlar Analizi Bulgularının Tartışması ..	336
5.2.2. Sonlu Elemanlar Analizi Bulgularının Tartışması	338
5.2.2.1. Tam Protez Bulgularının Tartışması	338
5.2.2.2. Tam Protez ve İmplant Tutuculu Hareketli Protez Bulgularının Tartışması	340
5.2.2.3. İmplant Tutuculu Hareketli Protez Bulgularının Tartışması.....	342
KAYNAKLAR	353
ÖZGEÇMİŞ	373

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Malzeme özellikleri.....	69
Tablo 4-1: 1. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	77
Tablo 4-2: 1. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	78
Tablo 4-3: 2. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	83
Tablo 4-4: 2. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	84
Tablo 4-5: 3. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	90
Tablo 4-6: 3. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	91
Tablo 4-7: 4. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	97
Tablo 4-8: 4. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	98
Tablo 4-9: 5. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	103
Tablo 4-10: 5. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	104
Tablo 4-11: 6. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	109
Tablo 4-12: 6. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	110
Tablo 4-13: 7. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	115
Tablo 4-14: 7. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	116
Tablo 4-15: 8. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	121
Tablo 4-16: 8. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	122
Tablo 4-17: 9. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	128
Tablo 4-18: 9. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	129
Tablo 4-19: 10. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	135
Tablo 4-20: 10. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	136
Tablo 4-21: 11. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	141
Tablo 4-22: 11. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	142
Tablo 4-23: 12. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	148
Tablo 4-24: 12. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	149
Tablo 4-25: 13. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi.....	155
Tablo 4-26: 13. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	156
Tablo 4-27: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	162
Tablo 4-28: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları.....	163

Tablo 4-29: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	167
Tablo 4-30: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları.....	168
Tablo 4-31: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	172
Tablo 4-32: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları.....	173
Tablo 4-33: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	177
Tablo 4-34: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları.....	178
Tablo 4-35: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	182
Tablo 4-36: Öne Eğimli Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	185
Tablo 4-37: Arkaya Eğimli Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	188
Tablo 4-38: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	191
Tablo 4-39: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	194
Tablo 4-40: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	197
Tablo 4-41: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	200
Tablo 4-42: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	203
Tablo 4-43: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	206
Tablo 4-44: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	209
Tablo 4-45: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	212
Tablo 4-46: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	215

Tablo 4-47: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	218
Tablo 4-48: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	221
Tablo 4-49: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi.....	224
Tablo 4-50: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi	227
Tablo 4-51: 1. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	230
Tablo 4-52: 1. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	231
Tablo 4-53: 2. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	235
Tablo 4-54: 2. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	236
Tablo 4-55: 3. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	240
Tablo 4-56: 3. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	241
Tablo 4-57: 4. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	246
Tablo 4-58: 4. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	247
Tablo 4-59: 5. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	252
Tablo 4-60: 5. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	253
Tablo 4-61: 6. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi	258
Tablo 4-62: 6. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları	259
Tablo 4-63: Çene Kemiği Normal Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi.....	263
Tablo 4-64: Çene Kemiği Normal Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi.....	268
Tablo 4-65: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	271
Tablo 4-66: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	275
Tablo 4-67: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	277
Tablo 4-68: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	281
Tablo 4-69: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	283

Tablo 4-70: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi	287

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Atwood'un kemik sınıflaması	20
Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb'ın şekline göre kemik sınıflaması.....	21
Şekil 2-3: : Lekholm ve Zarb'ın niceliğine göre kemik sınıflaması	21
Şekil 2-4: Misch'in kemik sınıflaması.....	22
Şekil 2-5: Mohr dairesi	35
Şekil 2-6: Strain gauge çeşitleri	39
Şekil 2-7: Wheatstone köprüsü	40
Şekil 3-1: Normal derecede rezorpsiyon gösteren dişsiz kuru alt çene kemiği	58
Şekil 3-2: Yumuşak doku modeli	59
Şekil 3-3: Modellerin artikülatöre bağlanması	60
Şekil 3-4: Yükleme durumu.....	62
Şekil 3-5 Shimadzu 5 tonluk çekme cihazı.....	63
Şekil 3-6: HBM strain-gauge conditioner.....	64
Şekil 3-7: ATOS optik kamera sistemi	65
Şekil 3-8: Matematik modelin genel görüntüsü.....	67
Şekil 3-9: İmplantlar arası mesafenin yakın ve uzak olduğu bar ataşmanlı modeller	67
Şekil 3-10: İmplantlar arası mesafenin yakın ve uzak olduğu ball ataşmanlı modeller .	68
Şekil 3-11: Malzeme özelliklerinin oluşturulması.....	68
Şekil 3-12: Çift taraflı dikey yükleme	69
Şekil 3-13: Tek taraflı (sol) dikey yükleme	70
Şekil 3-14: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme	70
Şekil 3-15: Tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme	71
Şekil 3-16: Şiddetli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi	71
Şekil 3-17: Öne eğimli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi	72
Şekil 3-18: Arkaya eğimli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi	72
Şekil 3-19: Yüklemeye hazırlanmış deney düzeneği.....	74
Şekil 3-20: Çekme cihazına yerleştirilmiş deney düzeneği	74
Şekil 4-1: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları....	289

Şekil 4-2: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	289
Şekil 4-3: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	290
Şekil 4-4: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	290
Şekil 4-5: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	291
Şekil 4-6: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	291
Şekil 4-7: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	292
Şekil 4-8: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	292
Şekil 4-9: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	293
Şekil 4-10: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	293
Şekil 4-11: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	294
Şekil 4-12: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	294

Şekil 4-13: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları.....	295
Şekil 4-14: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	295
Şekil 4-15: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	296
Şekil 4-16: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	296
Şekil 4-17: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	297
Şekil 4-18: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	297
Şekil 4-19: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları.....	298
Şekil 4-20: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	298
Şekil 4-21: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	299
Şekil 4-22: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	299
Şekil 4-23: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	300

Şekil 4-24: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	300
Şekil 4-25: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	301
Şekil 4-26: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	301
Şekil 4-27: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	302
Şekil 4-28: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	302
Şekil 4-29: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	303
Şekil 4-30: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	303
Şekil 4-31: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	304
Şekil 4-32: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	304
Şekil 4-33: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	305
Şekil 4-34: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	305

Şekil 4-35: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	306
Şekil 4-36: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	306
Şekil 4-37: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	307
Şekil 4-38: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	307
Şekil 4-39: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	308
Şekil 4-40: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları.....	308
Şekil 4-41: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	309
Şekil 4-42: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	309
Şekil 4-43: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları.....	310
Şekil 4-44: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	310
Şekil 4-45: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları.....	311

Şekil 4-46: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	311
Şekil 4-47: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	312
Şekil 4-48: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	312
Şekil 4-49: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	313
Şekil 4-50: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	313
Şekil 4-51: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	314
Şekil 4-52: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	314
Şekil 4-53: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	315
Şekil 4-54: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	315
Şekil 4-55: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	316
Şekil 4-56: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	316

Şekil 4-57: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları	317
Şekil 4-58: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	317
Şekil 4-59: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	318
Şekil 4-60: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları	318
Şekil 4-61: Çift taraflı dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	320
Şekil 4-62: Çift taraflı dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	320
Şekil 4-63: Çift taraflı dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	321
Şekil 4-64: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	321
Şekil 4-65: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	322
Şekil 4-66: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	322
Şekil 4-67: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	323
Şekil 4-68: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	323

Şekil 4-69: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması	324

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

A: Alan

CAD: Bilgisayar bDestekli Tasarım

cm: santimetre

ϵ : Epsilon

F: Kuvvet

FEA: Finite Element Analizi (Sonlu Eleman Metodu)

Hz: Hertz

kg: Kilogram

kgf: Kilogramforce

m: Metre

mm/dak: Milimetre/dakika

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

N/mm: Newton/milimetre

N: Newton

Pa: Paskal

s: Saniye

SGA: Strain Gauge Analizi

$\mu\epsilon$: Mikro strain

μm : Mikrometre

ρ : Ro

ÖZET

Yurdakoş, A. (2010). Farklı rezorpsiyonlara sahip dişsiz alt çenelere uygulanan implant üstü protezlerde implantlara ve kemik desteğine gelen streslerin in vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Tam dişsiz hastalarda diş kayıplarıyla oluşan rezorpsiyon alveol kretinin şeklini etkileyerek morfolojik farklılıklar oluşturur. Bu hastaların rehabilitasyonunda tam protezler ve implant destekli overdenturelar kullanılabilir. Farklı rezorpsiyon bölgelerine sahip alt çene kemiklerinde tam protezlerle ve implant üstü overdenturelarla iletilen okluzal kuvvetlerin kemikte ve implantlarda oluşturduğu biyomekanik farklılıkları incelemeyi amaçladık.

Çalışmada 3 boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanıldı. Dört tip alveol kreti modeli (1. normal kret, 2. öne eğimli kret, 3. arkaya eğimli kret, 4. şiddetli rezorbe kret) hazırlandı. İki implant interforaminal bölgede kaninler hizasına ve kaninlerin medialine doğru olmak üzere uzak ve yakın konumda yerleştirildi. İmplantlar proteze bar ve ball ataşman kullanılarak iki farklı şekilde bağlandı. Yükleme çift taraflı dikey, tek taraflı dikey ve tek taraflı oblik olmak üzere üç farklı şekilde gerçekleştirildi. Bu çalışma aynı zamanda kuru alt çene kemiği üzerine yapıştırılan strain gaugeler kullanılarak strain gauge gerilme analizi yöntemi ile desteklendi. Gruplar arasındaki farklılıkların karşılaştırılmasında Oneway ANOVA kullanılmıştır.

Çalışmanın sonuçlarına göre öne doğru eğimli kretlerde yükleme sonrası ön bölgede lingual kortikal kemikteki strainler vestibülde oluşan strain değerlerine göre yüksek bulunmuştur. Normal kretlerde tam protezlerin ve overdentureların posteriorda oluşturduğu strain dağılımı arasında anlamlı düzeyde bir farklılık bulunmamıştır. Bar ataşmanlar kullanıldığında; çalışan ve denge tarafındaki implantlarda oluşan kuvvet dağılımı benzerdir. Dolayısıyla bar ile birleştirilen implantların uygulanan kuvveti paylaştığı tespit edilmiştir. Öne doğru eğimli kretlerde implantların yakın yerleştirilmesi ve ball ataşmanın kullanımı, arkaya doğru eğimli kretlerde implantlar arası mesafenin uzak yerleştirilmesi optimum strain değerleri oluşturmuştur. Normal ve şiddetli rezorbe kretlerde yükleme sonrası implantlar arası mesafedeki ve ataşmanlardaki değişikliklerin strain dağılımını etkilemediği belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Dental implant, sonlu elemanlar analizi, dişsiz alt çene, strain gauge analizi, tam protez

ABSTRACT

Yurdakoş A. In vitro analysis of the effect of residual ridge morphology on stress distribution in edentulous mandible with implant retained overdentures. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthetic. PhD Thesis. Istanbul. 2010.

In edentulous patients, the resorption caused by tooth losses impacts the shape of alveolar ridge and creates morphological differences. Complete dentures and implant-retained overdentures could be used in the rehabilitation of these patients. We aimed at studying biomechanical differences caused by occlusal forces, which are conveyed by complete dentures and implant-retained overdentures, on the bone and implants in the mandible with different resorption areas.

The three-dimensional finite element analysis method was used in the study. Four types of alveolar ridge model (1. normal, 2. mesially inclined, 3. distally inclined, 4. severely resorbed) was prepared. Two implants were placed closely and remotely in the interforaminal area, namely, on the canine alignment and towards the canine mediale. The implants were fixed on the prosthesis in two different ways, by using a bar and ball attachment. The loading was performed in three different directions, namely, bilateral vertical, unilateral vertical and unilateral oblique. Furthermore, this study was supported by the strain gauge method by using strain gauges which are glued on the dry mandible. The Oneway ANOVA was used to compare differences between groups.

According to results of study, strains on the frontal lingual cortical bone were found to be higher than strain values which occurred on the vestibule in mesially inclined ridges. No significant differences has been found between the distribution of strain which are caused by complete dentures and overdentures in the posterior on normal ridges. When the bar attachments are used, the force distribution occurring on the working side implants, as well as implants on the balancing side are similar. Thus, it was found that the implants attached with a bar share the applied loads. The closely placement of implants on mesially inclined ridges, the use of ball attachment and the remote placement of the distance between implants on distally inclined ridges ensured optimum strain values. It was found out that the distance between implants and changes in attachment types had not have an impact on the distribution of strain on normal and severely resorbed ridges.

Key Words: Dental implant, finite element analysis, edentulous mandible, strain gauge method, complete denture

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1980'lerden sonra diş kayıplarının dental implantlarla rehabilitasyonu tam dişsiz hastaların hayat kalitelerini artıran bir tedavi alternatifi olmuştur. Branemark ve arkadaşları tarafından geliştirilen ilk yükleme konsepti interforaminal bölgeye 5 ya da 6 dental implant yerleştirildikten sonra yapılan sabit protez uygulamasıdır. Sonraki yıllarda 6 implant destekli sabit protez ile sağlanan klinik başarının implant üstü hareketli protezlerle de gerçekleştirilebileceği bildirilmiştir. 2002'de Montreal'de düzenlenen sempozyumda alt çene tam dişsizlik vakalarında iki implant tutuculu hareketli protezler ilk tedavi alternatifi olarak belirlenmiş ve McGill Uzlaşısı ortaya konulmuştur. Günümüzde alt overdentureların 2 implant ile desteklenmesi rutin bir uygulama haline dönüşmüştür. İki implant üstü hareketli protezlerin tam protez hastalarında ilk tedavi endikasyonu olması nedeniyle, farklı morfolojilere sahip tam dişsiz alt çene kemiklerine yerleştirilen iki implanta ve çevresindeki kortikal kemik dokusuna iletilen okluzal kuvvetlerin oluşturduğu gerilme dağılımının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Tam protez kullanan hastalarda başarılı bir protetik tedavinin ön görülebilmesi için protezin destek yüzeyinin değerlendirilmesi önem taşır. Dişsiz mandibular rezidüel kret şekli protez kullanan hastaların çiğneme etkinliğini, protezin retansiyon ve stabilitesini önemli oranda etkiler. Rezidüel krette zamanla görülen rezorpsiyon anatomik, metabolik ve mekanik etkenlerin birleşmesiyle oluşan multifaktöriyel ve biyomekanik bir hastalıktır. Protezi taşıyan alanlara gelen olumsuz yükleme koşulları ilgili bölgelerde rezorpsiyonu artırabilmektedir. Dişsiz çenelerde kemik morfolojisinin değerlendirilmesi; implantların yerleştirilmesi, implantlarla çevresindeki dokuya iletilecek streslerin kemikte oluşturduğu doku cevabının iyileştirilmesi ve uygun abutmentin seçilmesi için önemlidir. Literatürde alveol kret eğimdeki varyasyonlarla oluşan morfolojik değişikliklerde, tam protezlerle destek dokuya iletilen okluzal yüklerin alt çene kemiğinde ve mukozada farklı gerilme dağılımları oluşturduğu bildirilmiştir. Fakat kret eğimiyle oluşan morfolojik değişikliklerde, implant destekli overdenturelar kullanıldığında implantlarda ve çevre dokuda çiğneme yüklerinin biyomekanik etkileri henüz bilinmemektedir. Çalışmamızda literatürdeki eksikliği tamamlamak amacıyla farklı rezorpsiyon bölgelerine sahip dişsiz alt çene kemiklerinde,

implant üstü tam protezlerle implantlara ve destek kemik dokuya iletilen okluzal kuvvetlerin biyomekanik etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Overdentureları destekleyen implantlar farklı lokalizasyonlarda yerleştirilebilmektedir. 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 yerleştirmektedir. Fakat literatürde implantların hafifçe kaninlerin medialine doğru yerleştirilmesinin çeşitli avantajları olduğu bildirilmiştir. Ayrıca alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafenin miktarındaki değişikliklerin ataşmanların tutuculuğunu ve protezin stabilitesini etkileyebildiği de ifade edilmiştir. Çalışmamızda interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafe değişikliklerinde okluzal yüklerin implantlarda ve çevresindeki kemik dokusunda oluşturduğu birim uzama dağılımına etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

İmplantlarla overdenture arasındaki bağlantıyı sağlayan ataşman sistemlerinin seçimi sadece protezin retansiyonu, stabilitesi ve maliyeti açısından değil, aynı zamanda biyomekanik açıdan da önem taşır. Kemik dokusunda oluşan stres dağılımı, implant rehabilitasyonu sırasında kemik rezorpsiyonunu etkileyen önemli bir faktördür. Bu nedenle kemik kaybının önlenmesine ve tedavi prognozunun iyileştirilmesine katkıda bulunması için ataşman sisteminin implantlara ve kemik dokusuna yeterli stres iletimi sağlaması önemlidir. Fakat halen birbirine splintlenmiş ya da splintlenmemiş implantların gerilme dağılımı ile ilgili bir fikir birliği bulunmamaktadır. Çalışmamızda iki implant tutuculu overdenturelarda en sık kullanılan bar ve top başlı (ball) ataşmanların implantlardaki ve çevre dokudaki etkilerinin biyomekanik açıdan değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çiğneme fonksiyonu sırasında implant tutuculu overdenturelara gelen kuvvetler dikey, yatay ve oblik yönde etki etmektedir. Overdentureları destekleyen implantlara gelen kuvvetler ise daha karmaşıktır. Literatürde okluzal yüklerin implantların dikey aksına paralel iletilmesi durumunda kemik dokusunda oluşan stres dağılımının optimum olduğu bildirilmektedir. Fakat overdentureların doku desteği sağlayan distal bölümü, çiğneme kuvvetlerinin implant çevresindeki kemikte eğilme momenti oluşturmaya neden olan bir kaldıraç kolu gibi davrandığı belirtilmektedir. İmplant tutuculu overdenturelar ve implant destekli sabit protezler üzerine gelen yükler karşılaştırıldığında, eğilme momentlerinin overdentureları destekleyen implantları daha

fazla etkilediği dūřulmektedir. Bu nedenle çalışmamızda overdenturelar üzerine gelen çift taraflı dikey, tek taraflı dikey ve tek taraflı oblik kuvvetlerin implantlarda ve çevresinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır.

Dental implantlarla çevresindeki dokuya iletilen streslerin kemikte oluşturduğu cevap, implantların klinik başarısını belirleyen önemli bir konudur. İmplant biyomekaniğinin iyi anlaşılması, fonksiyonel komplikasyonların ve kayıp risklerinin azaltılarak hastalarda yapılan tedavi planının optimize edilmesini mümkün kılar. Son yıllarda mühendislikte kullanılan modern deneysel ölçüm sistemlerinin ve sonlu elemanlar gerilme analizinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması biyomekanik çalışmalarını yaygınlaştırmıştır. Diş hekimliğinde en çok kullanılan yöntemler strain gauge gerilme analizi, fotoelastik analiz ve sonlu elemanlar gerilme analizidir. Araştırmalarda bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajları nedeniyle oluşan kısıtlamaların giderilmesi için birlikte kullanılması bir çok yazar tarafından önerilmektedir. Çalışmamızda sonuçların daha güvenilir olmasını sağlamak amacıyla farklı rezorpsiyon bölgelerine sahip alt çene kemiklerinde, implant şt overdenturelarla iletilen okluzal kuvvetlerin kemikte ve implantlarda oluşturduğu birim uzama dağılımı strain gauge gerilme analizi ile desteklenen sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ağız ve Diş Sağlığı

Günümüzde yaşam süresinin uzamasıyla, dünya üzerindeki yaşlı insan nüfusu artmaktadır. İnsanların sağlıklı ve uzun bir hayat sürmesinde beslenmenin önemi büyüktür. Sindirim sisteminin başlangıç yolunu oluşturması nedeniyle ağız ve diş sağlığı, genel sağlığı etkileyen faktörler arasına girmektedir. Nakata'nın bir çalışmasında, çiğneme hareketlerinin, bireylerin sadece beslenmesinde değil aynı zamanda sistemik, mental ve fiziksel fonksiyonları için de büyük önem taşıdığı bildirilmiştir (195). Bununla birlikte, sindirim sistemi kanserleri, hipertansiyon gibi kardiyovasküler hastalıklar (78) ve kötü beslenme (8) gibi kronik rahatsızlıklar dişsizlikle ilişkilendirilmektedir.

Yapılan bazı çalışmalar yaşam süresinin uzamasıyla, özellikle çürük ve periodontal hastalıklar nedeniyle, tam dişsiz bireylerin sayısında artış olduğunu göstermektedir (2). Oysa ki ağız sağlığının en önemli belirtilerinden birisi de ağızdaki doğal dişlerin varlığıdır. Bu amaçla ilgili uluslararası örgütler bazı ortak toplum ağız ve diş sağlığı prensiplerini paylaşırlar. Bu programların hedeflerinin belirlenmesi başarılı sonuçların elde edilmesinin ilk adımını oluşturur. 1981 yılında Dünya Diş Hekimleri Birliği (FDI) ve Dünya Sağlık Örgütü 2000 yılı için, 1999 yılında ise DSÖ, FDI ve Uluslararası Diş Araştırmaları Birliği (IADR) 2020 yılı için toplum ağız ve diş sağlığı hedeflerini ortaya koymuşlardır (84).

Gelişmiş ülkelerde son 20 yılda yetişkin bireylerde dişsizliğin prevalansında azalma saptanmıştır. Son yıllardaki diş kayıplarını önlemeye yönelik çalışmalar olumlu sonuçlar verse de, 65 yaş üstü kişilerde dişsizlik oranının hala yüksek olduğu tespit edilmiştir (213).

Geri kalmış ülkelerde ağız-diş sağlığı hizmetlerinden yararlanabilme imkanı kısıtlıdır. Bunun sonucu olarak dişler; ya tedavi edilmeden bırakılmakta ya da ağrı/rahatsızlık nedeniyle çekilmektedir. Benzer bir düşünceye dayandırılarak; diş kayıpları, yaşlanmanın doğal bir sonucu olarak da görülmektedir (185).

Türkiye'de 1988 yılında Saydam ve ark. yaptıkları çalışmaya (244) göre; erişkinlerdeki dişsizlik prevalansı %2,73 iken, yaşlılarda %75 olarak belirtilmiştir (272). Gökalp ve ark. 2004 yılında yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre; 35-44 yaş grubunda

dişsizlerin yüzdesi %2.6 olarak tespit edilirken, 65-74 yaş grubunda bu oran %48'e ulaşmaktadır (100). Ülkemizdeki yaşlılarda görülen dişsizlik yüzdesindeki azalma, son yıllarda daha belirgin olsa da, bu oran gelişmiş ülkelere göre daha fazladır.

Ağız-diş sağlığına yönelik ülkelerin değerlendirildiği çalışmalar; elde edilen verilerle, gereken tedavi ihtiyaçlarının belirlenmesi ve geleceğe dönük iyileştirmelerin yapılabilmesi için önem taşımaktadır. Dişsiz bireylerin oranı, özellikle gelişmiş ülkelerde hızlı bir şekilde düşüş göstermektedir. Bu düşüş tam protezlere ihtiyacı olan insan sayısında azalmayı da beraberinde getirmektedir. Dişsizliğe ait verilerin detaylı olarak ortaya konulduğu üç Avrupa ülkesinde (Finlandiya, İsveç ve İngiltere), yaşlı sayısında artış gösteren nüfus istatistiklerinin tersine, tam protez gereksiniminde azalma görülmüştür. Böyle bir düşüş oranı, gelecekte hastalara uygulanacak tedavi tekniklerini ve diş hekimlerinin eğitimini belirgin bir şekilde etkileyecektir. Bu bilgilerin tersine, son yıllarda USA'de yapılan epidemiyolojik ve demografik analizler, her 10 yılda bir dişsizlik yüzdesinde %10 oranında azalma olmasının beklenmesine rağmen, 21. yüzyılın ilk 20 yılına oranla günümüzde tam proteze ihtiyacı olan insan sayısında artış olduğunu göstermiştir. 2020 itibarıyla yaşlı bireylerin sayısında ortaya çıkacak olan büyük artış, dişsizlik oranında beliren azalma yüzdesinin üzerine çıkarak, tam proteze duyulan gereksinimin artmasını sağlayacaktır. Diğer ülkelerdeki epidemiyolojik ve demografik çalışma verilerinin yetersiz olması, bu ülkelerde protetik alandaki geleceğe dönük gelişmelerin olmasını engellemektedir (46).

Lahti ve ark.'ın 2008 yılında yaptıkları çalışmada; doğal dişlerinin büyük bir kısmını kaybeden bireylerin, tedavi yaptırmamak yerine, bu eksikliği hareketli protez ile gidermelerinin ağız sağlığı açısından olumlu bir etkiye sahip olduğunu göstermişlerdir (151). Günümüzde sosyal standartlardaki değişimler sonucunda genç hastalar, diş hastalıkları ve diş kayıpları konusunda, çekim ve hareketli protezler dışındaki koruyucu tedavi alternatiflerini ve implant destekli restorasyonları tercih etmektedirler (64). Her ne kadar toplumda bilinçlenmede artış olsa da, yaşlanan popülasyonla birlikte dişsiz insan sayısı devamlılığını koruyacaktır. Bu nedenle tedavi alternatifi olarak tam protezlerin önemini yitirmeyeceği düşünülmektedir.

2.2. Kemik Fizyolojisi

2.2.1. Kemiğin Yapısı

Kemik, kalsiyum tuzlarının çökmesiyle güçlenen sert organik bir matriksten ibarettir. Darbelere karşı kıkırdak dokusundan sonra en dayanıklı olan dokudur. Kemik, yetişkin iskeletin en önemli yapı taşıdır. Yumuşak dokulardan meydana gelmiş yapıları destekler. Kranium ve toraks boşluklarındaki hayati organları korur. Vücut sıvılarındaki kalsiyum, fosfat gibi diğer iyon konsantrasyonlarının da sabit kalabilmesi için, bu önemli iyonların kontrollü olarak serbest hale getirilmelerini veya depolanabilmelerini sağlar. Bu işlevlerine ek olarak, kaldıraçlardan meydana gelen sistemleri oluşturup, çizgili (iskelet) kas kasılmalarını vücutsal hareketlere dönüştürür (131). Ayrıca kemikler, sürekli olarak rezorbe olma ve yenilenme aktivitesi ile, üzerilerine gelen kuvvetlere ve ağırlığa direnç gösterirler (94).

Normal kemik %35 organik matriks, %65 inorganik elemanlardan oluşur. Kemiğin organik matriksi %90-95 kollajen lifler, geri kalanı ise ana madde denilen homojen jelatinöz bir ortamdan ibarettir. Kollajen lifler başlıca kemiğin kuvvet çizgileri boyunca uzanır. Bu lifler kemiğe kuvvetli bir gerilme direnci sağlar. Ana madde, ekstrasellüler sıvı ile proteoglikanlardan, özellikle kondroitin sülfat ve hiyalüronik asitten oluşur. Bunların kesin fonksiyonu bilinmemekle beraber, kalsiyum tuzlarının depolanmasının kontrolüne yardım ederler (101).

İnorganik komponentin ana elemanı kalsiyum hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) olup kemiğin sertliğini ve direncini sağlar. Tüm vücut kalsiyumunun %99'unu, fosforun %85'ini ve sodyum ile magnezyumun %65'ini içerir (101).

Kemik özel bir bağ dokusudur. Kemiğin mineralize olmamış haline (protein yapısında) osteoid adı verilir. Organik komponent ise hücreler ve matriks proteinlerinden oluşur. Kemik dokusu içinde dört tip hücre bulunmaktadır. Bunlar matriksin lakuna adı verilen kavitetlerinde yerleşmiş olan osteositler, preosteoblastlar, matriksin organik kısımlarını yapan osteoblastlar ile kemik dokusunun rezorpsiyonu ve yeniden modellenmesini sağlayan çok nüveli dev hücre olan osteoklastlardır (131).

2.2.2. Osteojenik Hücrelerin Tipleri ve Fonksiyonları

2.2.2.1. Preosteoblastlar

Mezenkim hücrelerden köken alan kemik dokusunun ana hücreleridir. Yapısal olarak aktif olmayan fibroblastlara benzemektedirler. Diğer preosteoblastlarla yada diferansiye olmuş osteoblastlarla birleşerek farklılaşırlar (95). Kemik oluşumunda aktif hale gelerek bölünürler ve osteoblastlara dönüşürler (1).

2.2.2.2. Osteoblastlar

Osteoblastlar, kemik matriksinin organik kısmının sentezinden (Tip I kollajen, proteoglikanlar ve glikoproteinler) sorumludurlar. Osteoblastlar tarafından üretilen kemik proteinlerinin %90'ı Tip I kollejenden ibarettir. Kemiğin inorganik kısımlarının yapılabilmesi osteoblastların varlığına bağlıdır (131). Matriksin mineralizasyonunu uyarırlar. Paratiroid hormon, D vitamini, östrojen, sitokin ve büyüme faktörlerine ait reseptörleri bulunur (101).

Osteoblastların komşu osteoblastlar ile temaslarını sağlayan sitoplazmik uzantıları bulunmaktadır. Bu uzantılar, hücre kendi etrafını matriks ile sarmaya başladığı zaman daha da belirgin hale gelir. Osteoblastlar yeni sentezi yapılmış matriks ile sarıldığında osteosit adını alırlar (131).

2.2.2.3. Osteositler

Osteoblastlardan oluşan osteositler, matriks lamelleri arasında bulunan lakunalar içine yerleşmişlerdir. Osteositler sitoplazmik uzantıları aracılığıyla birbirleri arasında yaptıkları hücre bağlantıları ile iletişim kurarak besin maddelerinin hücresinden hücreye geçişini sağlarlar (131). Kalsiyum ve diğer iyonları kemik matriksinden mobilize ettikleri ve kemik yüzeyinde genel vücut sıvıları ile değişim için bunları, hücre yapıları ve kanaliküller yoluyla osteoblastlara taşıdıkları düşünülmektedir (95). Osteositlerin ölümünü takiben matriks rezorpsiyonu görülür (131).

2.2.2.4. Osteoklastlar

Kemik iliği kökenli monosit-makrofaj sisteminin elemanı olan multinükleer dev hücrelerdir. Kemik rezorpsiyonundan ve yeniden modellenmesinden sorumludurlar. Osteoklastlar tarafından yıkılarak oluşturulmuş matriks alanına Howship's lakünü adı verilir. Bu hücreler kalsitonin ve tiroid hormon reseptörleri taşırlar (150). Osteoklastlar

kemik matriksine hücum eden asit, kollajenaz ve diğer proteolitik enzimleri salgırlar. Böylece kalsifiye olmuş temel maddeyi serbest hale getirirler ve kemik rezorpsiyonu sırasında meydana gelen artıkların da ortadan kaldırılmasında aktif olarak rol alırlar (131).

2.2.3. Kemik Matriksi

Kemik matriksinin kompozisyonu; Tip I kollajenden, hücre adezyon proteinlerinden (osteopontin, fibronectin, trombospondin), kalsiyum bağlayan proteinlerden (osteonektin, kemik sialoproteini), mineralizasyonda rol alan proteinlerden (osteokalsin), enzimlerden (kollajenaz, alkalen fosfataz), büyüme faktörlerinden (IGF-1, TGF- β , PDGF), sitokinlerden (prostoglandinler, IL-1, IL-6, RANKL) ve glikozaminoglikanlardan oluşmaktadır (101). Hidroksiapatit ile kollajen lifler arasındaki ilişki, kemiğin karakteristik sertliğinden ve dayanıklılığından sorumludur. Kemik dekalsifiye edildikten sonra şeklini korur fakat bir tendon kadar esnek hale gelir (131). Olgunlaşma sırasında organik matriks bir ağ yapısı halini alır ve çevredeki hücreler arası sıvıdan gelen kalsiyum ve fosfat iyonlarının çökmesi ile mineralizasyon başlar (204). Kollajen olmayan proteinlerin görevi, hücrel adezyon ve kemik formasyonu sırasındaki hücrel aktivite düzenlenmesidir (95, 204).

Enine kesilmiş kemik kesitleri incelendiğinde; dış yüzeyde kavite içermeyen dens, yoğun kemik (kompakt kemik), iç yüzeyde ise çok sayıda birbirleri ile ilişkili kavitelerden oluşan ve kemik iliği içeren süngerimsi, trabeküler kemik (spongiöz kemik) görülür (101). Vücut kemiklerinin yaklaşık % 75'i kompakt, % 25'i ise trabekülerdir (94).

2.2.4. Kemik Oluşumu ve Rezorpsiyonu

Kemik dokusu osteoblastlar tarafından sürekli depolanır ve osteoklastların aktivitesi ile sürekli absorbe edilir. Tüm yaşayan kemiklerde devamlı hafif bir osteoblastik aktivite mevcuttur. Bu osteoblastik aktivite ile sürekli olarak yeni kemik yapımı olmaktadır (101).

Kemik iki yolla şekillenmektedir. Bunlar; osteoblastların salgıladıkları matriksin doğrudan doğruya mineralizasyonu (intramembranöz kemikleşme) veya daha önce var olan kıkırdak matriks üzerine kemik matriksinin çöküşüyledir (endokondral kemikleşme). Kemik sentezi ve ortadan kaldırılışı (yeniden şekillenme) sadece büyüyen

kemiklerde olmayıp, yetişkinlerde de hızını oldukça azaltarak hayat boyu devam eder (131). Bir yıl içerisinde kompakt kemiklerin yaklaşık %4'ü ve trabeküler kemiklerin ise %20'si yenilenme gösterir. Yeniden şekillenme, kemiklerde yer çekimi ve diğer faktörler nedeniyle oluşan gerilimlerle ve baskılarla gerçekleşir (94). Yaşam boyunca vücudun fiziksel gereksinimleri ve mineral ihtiyacı nedeniyle kemik dokusu yıkılıp tekrar yapılarak iskelet sürekli yenilenmektedir.

2.2.4.1. Kemik Oluşumu

Ossifikasyonun başladığı ilk noktaya primer kemikleşme merkezi denir. Olay bir grup mezenkimal hücrenin osteoblasta dönüşmesi ile başlar. Yeni kemik matriksinin oluşmasını kalsifikasyon takip eder. Bazı osteoblastların etrafı sarılarak osteosit haline gelmeleri sağlanır. Gelişmekte olan bu kemik adacıklarına spikül (iğnecik) adı verilir. Spiküller, aralarında kapillerler, kemik iliği hücreleri ve farklılaşmamış hücreler bulunduran kavitelerin uzamış duvarlarının kesitleridir. Böyle birkaç mezenkimal kondansasyon, kemikleşme merkezinde hemen hemen aynı zamanlarda ortaya çıkarak, birleşip, zamanla süngerimsi yapıyı meydana getirirler. Kemik spikülleri arasındaki bağ dokusuna, kan damarları ve daha fazla farklılaşmamış mezenkimal hücrelerin girmesi ile kemik iliği hücreleri meydana gelir. Kemiklerin gerek iç gerekse dış yüzeylerindeki kemik yapımı, kemik yıkımına nazaran belirgin bir üstünlük kazanır. Böylece iki tabaka kompakt kemik (iç ve dış tabakalar) ortaya çıkar ama aradaki süngerimsi kısım korunur. Bağ dokusunun kemikleşmeye iştirak etmeyen bölümleri ise intramembranöz kemiğin periosteum ve endosteumunu meydana getirir (131).

Kalsifikasyonun, kalsiyum tuzlarının kollajen fibriller üzerine çökmesi ile başladığı bilinmektedir. Bu olayı proteoglikanlar ve kalsiyum bağlamada yüksek afinitesi olan glikoproteinler (osteonektin) başlatır. İntrasitoplazmik veziküller içinde kalsiyum tuzlarının çökmesi osteoblastların yardımı ile hızlandırılıp yoğunlaştırılır ve gerektiğinde ekstrasellüler aralığa salgılanır. Kemikleşme yüzeylerinde var olan ve osteoblastların ürettikleri alkali fosfataz da kalsifikasyona katılmaktadır (131).

2.2.4.2. Kemik Rezorpsiyonu

Kemik dokusu osteoklastların yardımıyla sürekli olarak absorbe edilmektedir. Osteoklastlar, kemik iliğinde oluşan monosit yada monosit benzeri hücrelerden kaynaklanan, çok nükleuslu büyük fagositik hücrelerdir. Erişkinlerde daima kemik yüzeyinin %1'inden daha az bir bölümünde aktivite gösterirler. Kemik absorpsiyonu

osteoklastlara hemen bitişik kemik bölümünde gerçekleşir. Osteoklastlar villuslara benzer çıkıntılarını kemiğe doğru uzatırlar. Bu villuslardan iki tip madde salgılanır: 1) Osteoklast lizozomlarından serbestleyen proteolitik enzimler ve 2) Sitrik asit ile laktik asidin de bulunduğu ve mitokondri ile salgı veziküllerinden serbestleyen asitlerdir. Enzimler kemiğin organik matriksini, asitler de kemik tuzlarını eritirler. Aynı zamanda, kemik tuzları ve kollajenin tüm parçacıkları osteoklastlar tarafından fagosite edilerek sindirilir ve oluşan ürünler kana verilir (101).

Kemiğin sürekli yenilenme özelliğinin birçok önemli fizyolojik fonksiyonları bulunur. İlk olarak, kemik dokusunun maruz kaldığı stresle orantılı olarak kemiğin dayanımını artırır. Böylece ağır bir yük ile karşılaşan kemik kalınlaşır. İkinci olarak, kemiğin şekli, stres maddelerine göre mekanik gücü desteklemek için yeniden düzenlenebilir. Üçüncüsü, yaşlı kemik göreceli olarak daha zayıf ve kırılabilir duruma geldiği için, organik matriks dejenere oldukça yeni organik matrikse gerek duyulur. Bu yolla kemiğin normal dayanıklılığı devam ettirilir (101).

2.2.5. Alt Çene Kemiklerinin Anatomik Özellikleri

Yetişkin bir insanın çene kemikleri birçok anatomik varyasyonlarda olabilir (79, 262). Bu değişiklikler sadece insanların yaşlanmasına bağlı olarak ortaya çıkmaz. Aynı bireyde sağ ve sol taraf arasında da farklılıklar görülebilir. Büyüme tamamlandıktan sonra, kemiklerin morfolojik değişikliğine neden olan başlıca faktörlerden biri ağız içindeki dişlerin varlığıdır. Diş çekimlerinden sonra, özellikle mandibulada olmak üzere, çene kemiklerinin yüksekliğinde büyük oranda kemik kaybı oluşur (262). Tarihte önceleri sabit ve değişmez bir yapı olarak kabul edilen bu fenomen ilk defa 1750 yılında John Hunter'ın yaptığı açıklamaya göre 'kemikler sürekli bir yeniden şekillenme içerisinde' ifadesiyle doğruluk kazanmıştır (120).

Radyografik çalışmalara göre; mental foramen, alveoler ve bazal kemiği birbirinden ayıran en belirgin anatomik sınır olarak kabul edilir (210, 287). Fakat mental foramen radyografik projeksiyonda dişlerle her zaman bağlantılı olmayabilir. Bazen diş kök uçlarının altında yada üzerinde seyredebilir. Ayrıca rezorbe alt çenelerde mental foramenin veya inferior dental kanalın tespiti oldukça zordur. Alveolar ve bazal kemik arasındaki sınır 'baseoalveolar oluk' ile ayrılır. Bu oluk boyunca kemik ayrıldığında bazal kısım, yeniden şekillenmiş mandibulanın yada maksillanın şekline benzer. Fakat bu oluğun her zaman tespit edilmesi mümkün değildir. Oluğun şekli kas

bağlantıları veya yapışık diş eti sınırları ile ilgili olabilir. Bu ikisinin ayrımı alveolar ve bazal kemik arasındaki fonksiyonel-anatomik ayrım olarak düşünülür (132).

2.2.6. Rezidüel Kret Rezorpsiyonu

Rezidüel kret rezorpsiyonu, diş çekimi sonrasında alveol kretlerindeki kemik kaybı olarak tanımlanan karmaşık biyofiziksel bir olgudur (16). Rezidüel kemik rezorpsiyonu (RKR) yavaş, kademeli ve kaçınılmaz bir surette gerçekleşir. Kemik kaybı ilk bir yıl içerisinde hızlı seyrederken, sonraki yıllarda daha yavaş devam eder (14, 159, 262). Bu süreç içinde kemik kaybında büyük varyasyonlar izlenir. Kemik kaybı üst çeneye göre alt çeneyi, özellikle ön bölgesi olmak üzere (172), 4 kat daha fazla etkilemektedir (132). Bunun sebebinin üst çenenin protezin yüklerini taşıyacak daha fazla birim alana ve destekleyici geniş bir palatal yüzeye sahip olması şeklinde düşünülür (172). Kemik atrofisinin miktarı ve rezorpsiyon oranı hastalar arasında değişiklik gösterir. Ayrıca kemik kaybındaki oran, aynı hastada değişik zamanlarda da farklılık gösterebilir (14).

Dişler kaybedildikten sonra mandibulanın iç ve dış yapısında değişiklikler meydana gelir (198). İlk başlangıç iyileşme aşamasında, soketler kan pıhtısı ile dolar. Arda kalan periodontal ligamanların içerisinde bulunan osteoprogenitör hücreler osteoblastlara farklılaşır, pıhtının yapısını değiştirerek süngersi kemiği oluşturur. Aynı zamanda daha uzakta ve derinde bulunan inferior dental kanalda da yeni kemik oluşumu saptanır. Rezidüel kretin tepesi daralır ve alveoler sürecin keskin kenarları yuvarlaklaşır (79). Periosteal osteoklastik rezorpsiyon ile kemik yüksekliğinde azalma olurken, diğer taraftan endosteal depozisyon gerçekleşir. Fakat bu yeni kemik yapımı rezidüel kretin periosteal yüzeyini asla etkilemez. Böylece poröz olan kret tepesi kortikal tabaka ile tamamen örtülemez. Devam eden internal şekillenme ile trabeküler yapı daha da inceler (198).

RKRde görülen eksternal rezorpsiyon ve endosteal depozisyon süreci Enlow'un tanımladığı kemik büyüme fazına benzetilir. Tibia gibi uzun kemiklerdeki büyüme üç boyutta gerçekleşen karmaşık bir olgudur. Enlow'un yaptığı tanımlamada uzun kemikler 'V Prensibi'ne göre büyüme gösterir. V prensibinde, kemiklerin dış tarafında periosteal rezorpsiyon gerçekleşirken, iç tarafında ise endosteal depozisyon görülür. Böylece kemiklerin çevresinde kortikal kemik bütünlüğü korunarak uzama gerçekleşir. Alt çene rezidüel kemik rezorpsiyon mekanizmasında ise 'Ters V Prensibi' benimsenir.

Ters V prensibine göre iç tarafta endosteal depozisyon ve dış tarafta eksternal rezorpsiyon oluşur (15).

Kemiğin dış yapısındaki şekil değişiklikleri uzun dönem devam eden bir çok çalışmada, rayografiler (14, 47, 261) ya da kesitler üzerinde yapılan değerlendirmelerle (33, 159) incelenmiştir. Bu çalışmalar mandibulada vertikal yükseklik kaybının en çok ön tarafta olduğunu gösterir (47). Superior genial tüberküllerde, mylohyoid veya eksternal oblik kenarlarda çok az bir değişiklik ortaya çıkarken, bu kenarlar daha çok çıkıntı şeklini alır (198). Hatta bu kenarların çok belirginleştiği bazı olgularda preprotetik olarak cerrahi müdahale gerekir. Bu kenarlarda rezorpsiyon olmamasının nedeni, fonksiyonel faktörlerin etkisiyle oluşan kortikal kemik yapıya dayandırılır. Yatay düzlemde, üst çenedeki kemik kaybının büyük çoğunluğu bukkal tarafta oluşur. Bu azalma palatal genişliğin, uzunluğun ve yüksekliğin azalması ile sonuçlanır (159). Alt çenedeki horizontal kemik kaybı biraz daha karmaşıktır. Mandibuladaki yatay kemik kaybı hem labial tarafta önden, hem de ligual tarafta arkadan gerçekleşir. Bu da korteks tabakasının doğal olarak daha poröz olmasına neden olur. Kemik yapım ve yıkım oranı daha hızlıdır (140).

Diş çekimi sonrası geriye kalan keskin kenarlar (Sınıf II) eksternal rezorpsiyon sonrası yuvarlaklaşarak yüksek yuvarlak krete (Sınıf III) dönüşür. Yüksek yuvarlak kret şekli rezorpsiyon devam ettikçe bıçak sırtı (Sınıf IV) haline gelir. Bıçak sırtı şeklindeki kret, zamanla yüksekliğini kaybederek düz kret (Sınıf V) halini alır. Düz kretlerdeki kemik kaybı arttığında ise negatif kret (Sınıf VI) oluşur (15).

RKR kronik, progresif ve geri dönüşümsüzdür. RKRnin bir aşamadan diğerine geçişi, çok yavaş ve uzun sürede gerçekleşen bir kemik kaybı şeklindedir (15). Genel olarak RKR değişik bireyler arasında varyasyonlar göstermektedir. Atwood'un incelediği bireylerden aldığı örnek bir veriye göre; diş çekimi sonrası üst alveoler kretteki kemik kaybı 19 yıl sonra sadece 3 mm iken, alt çenedeki rezorpsiyon yıllar içerisinde, ortalama her yıl 0.4 mm olmak üzere, 19 yıl sonra kemik yüksekliğinde 14.5 mm azalma görülmüştür. Bu veriye göre RKR aynı bireyde de değişik oranlar sergiler (15).

Farklı zamanlarda diş kaybı gösteren 15 alt çene kemiğinin histolojik kesit çalışması sonuçlarına göre, farklı alt çenelerde apozisyon ve rezorpsiyon yüzey alanlarında değişiklik tespit edilmiştir (79). Bu çalışmaya göre kemik yapım ve yıkım

alanları, büyüme sırasındaki gelişim ile benzerlik gösterir. Tallgren'in 1972'de (262) yaptığı 25 yıllık çalışmanın sonuçları da Enlow'un bulgularını destekler. Buna göre bireyler arasındaki kemik kaybı paterni, tek bir bireyin gösterdiği kemik kaybı paterninde olduğu gibi sabittir.

2.2.7. Rezidüel Kret Rezorpsiyonunu Etkileyen Faktörler

RKR multifaktöriyel bir hastalık olup sadece tek bir nedene dayandırılmaz. Rezorpsiyonun daha iyi anlaşılabilmesi için anatomik, metabolik, fonksiyonel ve protetik faktörler olarak dört ana başlık altında toplanır (16).

2.2.7.1. Anatomik Faktörler

Kemik Kantitesi

Alveol kretlerinin şekli ve boyutu kemik kaybını etkileyen faktörlerdendir. Mandibulanın orjinal şekli ve çekim soketlerinin derinliği bu kayıp miktarında rol alır. Sonlu elemanlar analizi ile alt çene şeklinin değiştirildiği çalışmaya göre; korpus yüksekliği artırıldıkça alt çenenin alt kenarında oluşan germe miktarı azalmaktadır (149). Devam eden rezidüel kret kaybı ile, alt çenenin mineralizasyon seviyesi artar, kemik giderek sağlamlaşır ve bükme direnci artar (140).

Yüksek ve geniş şekile sahip alveol kretleri daha fazla kemik rezorpsiyonu gösterme potansiyeline sahip olmasına rağmen, dikey yöndeki kemik kaybı, yüksekliği daha az olan kretlere göre daha yavaş bir seyir gösterir. Bunun sebebi yüksek ve geniş kretlerde birim zamanda rezorbe olacak kemik miktarının daha fazla olmasıdır (16).

Kemik Kalitesi

Kretlerin rezorpsiyon hızı kemik dokusunun yoğunluğundan etkilenir. Teorik olarak RKRYi etkileyen tüm faktörler eşit kabul edilirse, daha yoğun kemik kalitesine sahip olan kretler, birim zamanda rezorbe olacak kemik dokusu daha fazla olduğundan, daha düşük oranda rezorpsiyon gösterirler. Fakat bireyler arasındaki özellikle metabolik faktörler olmak üzere, diğer faktörlerin göz ardı edilmesi mümkün değildir (16).

Kortikal ve trabeküler kemiklerin, lokal veya sistemik faktörler karşısında oluşturduğu cevaplar farklılık gösterir. Dişsiz bir alt çenenin trabeküler yapısı, trabeküllerin dizilimi ve dağılımı yönünden farklılık sergilerken (271); diş çekimleri sonrasında kret tepesinde oluşan kortikal kemik tabakasının varlığından pek bahsedilemez (198). Çünkü çekim sonrası oluşan rezorpsiyon ve apozisyon

proçesindeki farklılık nedeniyle, alveol kretlerinin tepesi kortikal kemikle kaplanamamaktadır. Bu nedenle yaşı ya da metabolik faktörlere bağı olarak alt çeneler kemik kaybına daha çok maruz kalırlar. Dolayısıyla bu faktörlere karşı daha savunmasızdırlar. Üst çenenin geniş oranda trabeküler kemiğe ve onu örten daha ince bir kortikal tabakaya sahip olması; ısırma kuvvetlerini, alt çeneye oranla, daha iyi absorbe etmesini sağlar (143).

Kemik Kompozisyonu

Alveolar kemikler içerdikleri yüksek orandaki glikozaminoglikan sayesinde diğer kemiklere göre daha kırılğan niteliktedir. Okluzal kuvvetlerdeki değişikliklerin sıçanların alt çenelerindeki proteoglikan dağılımını ve içeriğini farklılaştırdığı gösterilmiştir (249). Bu durum kemiğin germe hafızasının oluşturduğu ya da fonksiyonel değişikliklere karşı verdiği bir cevap olarak değerlendirilebilir. Alveolar kret tepesi, komşu kemik dokusundan, daha düşük mineral içeriğine ve daha az Sharpey liflerine sahip olduğundan daha kolay madde kaybı gösterebilir (140). Fonksiyonel kuvvetlerin azlığı, fazlalılığı ya da yokluğu dişi çevreleyen alveolar kemiğin iç ve dış liflerini etkilemektedir. Kuvvetlerin olmadığı veya az olduğu durumlarda liflerin mineralizasyonunda azalma saptanır.

2.2.7.2. Metabolik Faktörler

Metabolik faktörler yaş, cinsiyet, hormonal denge ve osteoporoz gibi durumları içermektedir (15). Genel vücut metabolizması, vücuttaki bütün anabolizma (yapım) ve katabolizma (yıkım) olaylarının tamamını ifade eder. Vücutta büyüme ve nekahet dönemlerinde anabolizma katabolizmayı geçerken, yaşlılık veya hastalık varlığında katabolizma anabolizmadan daha fazladır. Kemik dokusunun denge içerisinde devam eden kendine özgü bir metabolizması mevcuttur. Kemik dokusu, maruz kaldığı fonksiyonel ve metabolik stresler nedeniyle sürekli olarak yenilenme, rezorbe olma ve yeniden şekillenme göstererek hayatın hiçbir döneminde statik değildir (16).

Kemik dokusundaki faaliyetler; 1) denge, 2) büyüme, 3) osteoporoz ve kullanılmama atrofisinde olduğu gibi osteblastik aktivitenin azaldığı durumlarda görülen atrofi, 4) hiperparatiroidizm ve basınç nedeniyle oluşan kemik kaybı gibi durumlarda görülen artmış osteoklastik aktivite sonucunda meydana gelen rezorpsiyon olmak üzere 4 ana başlık altında toplanabilir (16).

Kemik metabolizmasının anlaşılabilmesi için denge durumundaki osteoblastların ve osteoklastların davranışları bilinmelidir. Bu süreç içinde zıt çalışan bu hücrelerin aktivasyonu denge halindedir. Büyüme aşamasında, kemiğin yeniden şekillenebilmesi için, osteoklastların oluşturduğu kemik kaybı sürekliliğini kaybetmeden devam ederken, esas olarak artan osteoblastik aktivite nedeniyle kemik yapımı daha yüksek oranda gerçekleşir. Osteoporoz esnasında, osteoblastların yapım faaliyetinde azalma olurken, hiperparatiroidizmde osteoblastların aktivitesi artsa da osteoklastik aktivitedeki artışın çok daha yüksek seviyede devam etmesiyle kemik kaybı oluşur. Kemik kaybının artması, kemik yapımının azalması veya bu olgunun birlikte gerçekleşmesi halinde normal denge durumu bozulur ve patolojik kemik kaybı başlar (16).

Kemik ve hücre metabolizması birbirine bağlı olduğundan, hücre metabolizmasındaki herhangi bir değişiklik osteoblastlarla ve osteoklastların etkilenmesini sağlayarak kemik metabolizmasını etkiler. Örneğin tiroid hormonları genel hücre metabolizmasını etkilerken aynı zamanda osteoklastları ve osteoblastları da etkiler. Paratiroid hormonu böbreklerden fosfor atılımını etkilediği gibi osteoklastların üzerine doğrudan etkisi vardır. Kalsiyum, fosfor ve proteinlerin emilim seviyesi, kemiğin büyümesi ve korunması için gereken kemik yapının sağlanmasında önem taşır. C vitamini kemik matriksinin oluşumuna katkıda bulunur. D vitamini kalsiyumun bağırsaklardan emilimini ve kemikteki sitrik asit içeriğini etkiler. Birçok B vitamini kompleksi kemik hücreleri de dahil olmak üzere normal hücre metabolizması için önem taşır. Çalışmaların sonucunda elde edilen verilere göre daha birçok metabolik faktörden bahsedilebilir (16).

Antagonistik etkiye sahip ‘anabolik hormonlar’ (östrojen ve testosteron) ve ‘antianabolik hormonlar’ (adrenal glukokortikoid hormonlar) önemli metabolitlerdir. Reifenstein’e göre genç bir insanda anabolik hormonların baskın olması nedeniyle iskeletin büyümesi ve olgunlaşması sağlanmaktadır. Normal genç yetişkinliğin bazı dönemlerinde, anabolik ve antianabolik hormon seviyeleri denge durumuna geçtiğinde, kemik yapım ve yıkımında oluşan denge ile kemik kütlesi sabit olarak devamlılığını korur. Reifenstein, insanların yaşlandıkça, özellikle kadınlarda menopoz sonrasında görülen anabolik hormon seviyelerindeki azalma ve antianabolik hormonlarda artma sonucu, kemik yıkımının kemik yapımından daha hızlı seyrederek kemik kütlesinde azalmaya neden olduğunu belirtmiştir (16).

Metabolik faktörler şüphesiz bir bireyin herhangi bir stres karşısında verdiği cevabı veya bireyler arasında ve hatta aynı bireyde değişik zamanlarda oluşan farklılıkları büyük oranda etkiler. Fakat çok fazla sayıda değişken faktör olması, bazı değişkenlerin tespit edilmesindeki zorluklar ve faktörler arasındaki ilişkilerin karmaşıklığı nedeniyle bu metabolik faktörlerin etkilerini klinik olarak tanımlamak zordur. Tespit edilmesi kolay gibi görünen yaşa ve cinsiyete dayandırılan veriler, kronolojik yaşın, metabolik yaş ölçümünü kesin olarak yansıtmaması veya kadınlarda ve erkeklerde bulunan cinsiyet hormonlarının göreceli aktivitelerini değerlendirerek sadece cinsiyete göre edinilen bilgilerin değerlendirilmesi, metabolik faktörlerin tamamının yorumlanması için yetersizdir. Bir bireyin kemik dokusuna ait faktörlerin olumlu yönde etkileyici olduğuna karar verebilmek için bir çok etken göz önünde bulundurulur. Genel beslenmesi, metabolizması ve hormonal aktivitesi değerlendirilir. Bazı durumlarda yaş ve cinsiyet de dikkate alınır (16). Metabolik faktörler kemik dokusunun şekillenmesinde çok önemli bir yere sahiptir.

2.2.7.3. Fonksiyonel Faktörler

Canlı kemik üzerine fizyolojik limitler içerisinde gelen baskı, germe ve kayma kuvvetleri kemik yapımını ve yıkımını uyarak yeniden şekillenmeye yol açar. Kuvvetin sıklığı, şiddeti, süresi ve yönü gibi fonksiyonel özellikler, biyolojik hücrel bir aktiviteye dönüşür. Metabolik faktörler hücrel aktiviteyi etkilemeye devam ederken, bu aktiviteyi etkileyen bir kuvvet devreye girerse fonksiyonel faktörlerin de önemi ortaya çıkar. Evans mekanik faktörlerin, normal kemik şeklinin ve boyutunun gelişmesini ve devamlılığını sağlayan faktörlerden sadece biri olduğunu vurgular (16).

Dişler üzerine gelen kuvvetler, periodontal liflerle lamina duraya ve sonra da trabeküler kemik boyunca tüm alt çeneye dağılırlar. Kuvvetlerin yörünge adı verilen bir yol boyunca ilerlediği ve kemiğin trabeküler yapısının bu yörünge ile uyum içinde olduğu düşünülür (198). Dişlerin kaybından sonra kemik üzerine gelen normal kuvvetler bu yörüngeleri takip edemez. Bu nedenle dişli hastalarla karşılaştırıldığında dişleri çekilmiş bireylerdeki kemiğin yeniden şekillenmesi, daha belirgin bir trabeküler yapıya eşlik eden daha ince bir korteks kalınlığına sahip kemik dokusu şeklindedir. Hastaların büyük bir çoğunluğunda kret tepesinde kortikal kemik bütünlüğü yoktur yada oldukça incedir. Neufeld dişsiz alt çeneye sahip hastaların trabeküler kemik yapısını

incelediğinde, dişli hastalarda oluşan yörüngeler yerine, protez ile iletilen baskı kuvvetlerine göre şekillenmiş yörüngeler tespit etmiştir (198).

Fonksiyonel faktörlerin sıklığı, şiddeti, süresi veya yönünün fizyolojik yada patolojik sınırları önemlidir. Bir kuvvetin kemik için uyarıcı olmasının yada travma oluşturmasının ayrımı yapılmalıdır. Bu sınır her hasta için aynı değildir. Bir hasta için kemik oluşumuna neden olan uyarıcı bir kuvvet, başka bir hastada kemik kaybı oluşturan yıkıcı bir kuvvet gibi tepki meydana getirebilir. Bu nedenle fonksiyonel faktörler, metabolik ve anatomik faktörlerle birlikte değerlendirilir. Kullanılmama atrofisi ve fraktür aşırı fonksiyonel kuvvetlere örnektir. Fraktürler bir defa uygulanan yoğun bir kuvvetle oluşabileceği gibi, düşük şiddetli fakat uzun süre uygulanan bir kuvvetle de gerçekleşebilir. Kullanılmama atrofisi yatalak hastalarda yaygın şekilde görülürken, okluzal teması bulunmayan ve antagonisti olmayan bir dişin çevresindeki alveol kemiğinde lokal olarak da karşımıza çıkabilir (16).

Fonksiyonel faktörlerin etkilerinin klinik olarak ölçümü zordur. Bazı durumlarda hastaların kas kuvvetleri fazla olsa da, kemik doku üzerine gelen kuvvetler kretler tarafından absorbe edilerek patolojik etki oluşturmaz. Fakat bazı bireylerde diş sıkma alışkanlığı nedeniyle ortaya çıkan kuvvetler kemik doku için travmatiktir. Bruksizm patolojik bir fonksiyon olarak değerlendirilir. Aşırı kret rezorpsiyonu görülen hastaların %73'ünde çekim öncesi doğal dişlerde orta ve aşırı derecede atrizyon tespit edilmiştir. İnterokluzal mesafesi yetersiz protez kullanan hastaların %36'sında kemik kaybında artış saptanırken, sadece %14'ü bu durumdan etkilenmemiştir. Yetersiz interokluzal mesafe varlığında, rezidüel kretler üzerine gelen kuvvetlerin sıklığı ve süresi, metabolik ve anatomik faktörlerinde etkisiyle, hasta için patolojik bir durum haline gelebilir (16).

Dişlerin kaybı ile kuvvetlerin kemiğe iletimi (206), iletilen gerilimlerin büyüklüğü (252) gibi birçok fonksiyonda değişiklik olacaktır. Diş sayısının azalması ısırma kuvvetlerindeki azalmayı da beraberinde getirir (108). Doğal dişleri olan bireylerle karşılaştırıldığında; protez kullanan hastalar 1/8 yada 1/6 oranında bir kuvvet uygularlar (206, 252). Aynı zamanda fiziksel ve sosyal faktörler de bu ısırma kuvvetlerinde azalmaya neden olabilir. Protez kullanan bireylerin yeni bir proteze adaptasyon sürecinde çiğneme kas aktivitelerinde ilk 4 hafta içinde bir azalma saptanmıştır (228). Protez kullanımı rezidüel kemik kaybının oluşumunda hem bir sebep

(47) hem de önleyici bir faktör (67) olarak kabul görmektedir. Bununla birlikte kemik kaybının protez kullanılsa da kullanılmasa da devam ettiğini bildirmektedir. Son yıllarda kullanımı artan implantlar kret yüksekliğinin korunmasına yardım etmektedir (52). Geçmiş yıllarda, kötü balanslı protezlerin oluşturduğu lateral yüklerin rezidüel kretler için en zarar verici etken olduğu düşünülmekteydi. Bu yükleri azaltmak için daha düz tüberkül eğimlerine sahip yapay dişlerin kullanımı gibi yöntemler kullanılarak protez dizaynında değişiklik yapma yoluna gidilmiştir (252). Fakat sonraki çalışmalar, yapay dişlerin şeklinin devam eden kemik rezorpsiyonu üzerine çok az bir etkisinin olduğunu göstermiştir (33). Hatta 5 yıl boyunca yürütülen bir araştırmanın sonuçlarına göre; oluşan makaslama kuvvetlerindeki artışın kret kaybını artırması beklenirken, rezorpsiyonu daha az etkilediği bildirilmiştir (290).

Fonksiyonel kuvvetler ve bu kuvvetlerin uygulanış şekli dişler çekildikten sonra alt çenenin yeniden şekillenmesinde büyük rol oynar. Ayrıca yükleme dışındaki diğer faktörler de kemik dokusunun fonksiyonel gerilimlere karşı oluşturduğu cevabı etkiler. Bununla birlikte fonksiyonel yüklerdeki değişimin, rezidüel kretlerin rezorpsiyonunda tek etken faktör olarak kabul görmesi mümkün değildir. Diğer bir deyişle kemik dokusundaki değişiklikler kasların tutunma alanlarında gerçekleşmez (152). Sonuç olarak diş kaybı nedeniyle bu alanlarda bir miktar fonksiyonel düşüş beklenir.

2.2.7.4. Protetik Faktörler

Protetik faktörler, fonksiyonel faktörler başlığı altında da değerlendirilebilir. Protez kullanımının kemik rezorpsiyonu üzerine etkisi her bireyde aynı değildir. Protez kullanmayan bireylerde oluşan rezidüel kemik kaybı, kullanılmama atrofisi olarak değerlendirilebilirken, Lammie'nin dediği gibi atrofiye olan mukozanın kret üzerinde oluşturduğu basınç rezorpsiyonu sonucunda da olabilir (152). Kemik kaybının olmaması ise hastanın yakın mesafeli kretleri ile yiyecekleri çiğnemesine yada bazı bilinmeyen faktörlerin etkinliğine dayandırılır. Anatomik, metabolik ve fonksiyonel faktörlerin etkileri nedeniyle, protetik faktörlerin tek başına değerlendirilmesi oldukça zordur. Kretlerde görülen kemik kaybı sadece yapılan protezdeki hatalardan değil, aynı zamanda diğer faktörlerden de etkilenmektedir. Fakat bu ifade protetik tekniklerin önemsiz olduğu anlamına gelmez. Hastalar değerlendirilirken kemik rezorpsiyonu ile ilgili tüm faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Hastaya uygun ölçü tekniğinin seçilmesi, akrilik yada porselen yapay dişlerin kullanılması, tüberküllü yada

tüberkülsüz, geniş yada dar okluzal tablaya sahip dişlerin tercih edilmesi, dişlerin kret tepesine yada doğal yerlerine dizilmesi, bilateral balansın yada grup foksiyonun tercih edilmesi gibi bir çok faktör incelenir. Fakat bu faktörlerin birbirine üstünlüğünden bahsedilemez. Önemli olan anatomik, metabolik ve fonksiyonel faktörler arasındaki karmaşık ilişkinin hastaya göre değerlendirilerek elde edilen bulguların protetik olarak yorumlanmasıdır (16).

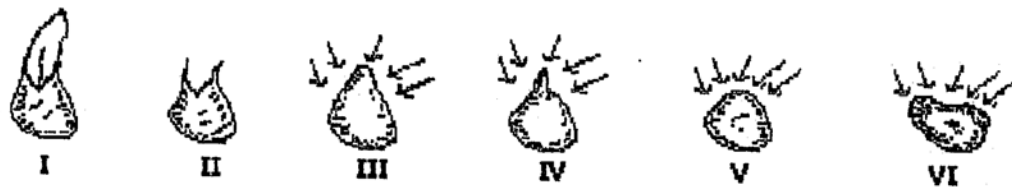
Klinik veriler kret rezorpsiyonunun, genellikle protezin uyumuyla ilgili olduğunu bildirmektedir. 34 hasta üzerinde yapılan çalışmaya göre; protezlerin gün içerisinde kullanım süresine bağlı olarak protezlerini gece de kullanan bireylerde daha fazla kemik kaybı olduğu gösterilmiştir (47). Fakat sonraki çalışmalar protez kullanım sıklığı ile rezorpsiyondaki artış miktarı arasında herhangi bir bağlantı bulamamıştır (23). Basıncın kemik kaybına etkisi alt çene ve üst çene kemiklerinin rezorpsiyonu karşılaştırılarak açıklanabilir; üst çenenin destek alanı, alt çenenin yaklaşık iki katıdır.

Bazı faktörler diş çekimi sonrası alt çenenin yeniden şekillenmesinde etkilidir. Hem lokal hem de sistemik bir çok etken bütün vücut kemiklerini etkilediği gibi alt çene kemiğinin yapısını da değiştirir. Fakat alt çene kemiğinin değişkenlerinin (kret yüksekliği, kortikal tabakasının kalınlığı ve yoğunluğu gibi) varlığı, sistemik kemik durumu ile karşılaştırıldığında çelişkili sonuçlar gösterir. Bunun sebebi ise mandibular rezidüel kret kaybının ve mandibular değişkenlerin multifaktöriyel doğası ile açıklanır. Aslında iskeletin diğer kemikleriyle karşılaştırıldığında rezidüel mandibular yükseklik arasında doğrudan bir bağlantıdan bahsedilemez. Yani iskeletsel kemik durumu iyi olan yada olmayan bir bireyde şiddetli bir rezidüel kret kaybı olabilir. O halde lokal fonksiyonel faktörler büyük önem taşır; çünkü sistemik faktörlerin kontrol altına alınması daha zordur. Yaşlanan dişsiz nüfusda kret yüksekliğinin veya yoğunluğunun korunması için yapılması gereken değişiklikler ve uygulamalar mutlaka belirlenmelidir. Dişlerin çekilmesinden sonra alveolar kemik rezorpsiyonunun varlığı tartışmasıdır (15, 262). Oluşan bu cevap bireyler arasında farklılık gösterir. Dişlerin çekilmesi, alveolar kemik yoğunluğunda devamlı bir azalma ile sonuçlanır. Bu durum üst çene ile karşılaştırıldığında alt çenede daha çarpıcıdır. Devam eden mandibular alveolar kemik kaybı, mandibular protezin yapımını, kullanımını ve hastanın memnuniyetini büyük oranda etkiler. Dişlerin eksikliği aynı zamanda hastanın sosyal ve fizyolojik fonksiyonlarında azalmaya neden olur (88). Dental implantların kullanımı kemiğin

devam eden kaybını önler; bu durum implantın yerleştirildiği alanın distalindeki mandibular kemik yüksekliğinin artmasıyla izah edilebilir (194). Rezidüel alveolar kret kaybının kontrol altında tutulması veya önlenmesi dişsizlik tedavisinin stratejisi olmalıdır.

2.3. Çene Kemiği İle İlgili Sınıflandırmalar

Kemik rezorpsiyon derecesinin sınıflandırılması önemli bir konudur. Rezidüel kret rezorpsiyonu, Atwood (15, 16) tarafından başlıca ağız hastalıklarından biri olarak tanımlandıktan sonra, sınıflandırma için ‘yüksek’, ‘alçak’, ‘düz’ yada ‘zayıf’ gibi tanımlamalar kullanılmaya başlanmıştır. Bunun yetersizliği üzerine Landa (153), mandibular rezorpsiyonu üç ana ve dokuz alt grup ‘seviye’inde sınıflandırmayı önermiştir. Aynı zamanda anatomik sınır olarak ‘bazal kemik’ ve ‘alveolar kemik’ tanımlamaları da kullanılmaya başlanmıştır. Atwood sefalometrik incelemeler sonucunda (Şekil 2-1); çekim öncesi kret (Sınıf I), çekim sonrası kret (Sınıf II), yüksek ve yuvarlak kret (Sınıf III), bıçak sırtı kret (Sınıf IV), alçak ve yuvarlak kret (Sınıf V) ve çökmüş kret (Sınıf VI) şeklinde bir sınıflandırma yapmıştır. 1974’te Wical ve Swoope (287) yaptıkları çalışmaya göre, mandibulayı dikey yönde 3 sınıfta değerlendirmeyi uygun bulmuşlardır.



Şekil 2-1: Atwood'un kemik sınıflaması

Lekholm ve Zarb, oral implantların planlamasını kolaylaştırmak amacıyla çene kemiklerini sınıflandırmışlardır. Yaptıkları sınıflandırmada çene kemiğini şekil ve niceliğine göre beş gruba (Tip A'dan Tip E'ye kadar), niteliğine göre dört gruba (Tip 1'den Tip 4'e kadar) ayırmışlardır (36).

Şekline (miktar) göre (Şekil 2-2);

Tip A: Rezorpsiyon göstermeyen alveolar kemik

Tip B: Hafif rezorbe alveolar kemik

Tip C: Tam rezorbe alveolar kemik

Tip D: Hafif rezorbe bazal kemik

Tip E: Aşırı derecede rezorbe bazal kemik

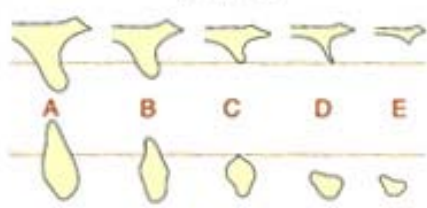
Niceliğine göre (Şekil 2-3);

Tip 1: Oldukça kalın kortikal kemik varlığı

Tip 2: Yoğun spongioz kemikle birlikte kalın kortikal kemik varlığı

Tip 3: Yoğun spongioz kemikle birlikte ince kortikal kemik varlığı

Tip 4: Düşük yoğunluktaki spongioz kemikle ince kortikal kemik varlığı



Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb'ın şekline göre kemik sınıflaması



Şekil 2-3: : Lekholm ve Zarb'ın niceliğine göre kemik sınıflaması

Lekholm ve Zarb, özellikle mandibular kemik için nicelik ve nitelik arasında çeşitli kombinasyonlar yapılabileceğini bildirmişlerdir. Örneğin mandibulanın ön bölgesinde görülen Tip D ve E kemik, bazal kemiğin yoğun yapısı nedeniyle Tip 1 veya Tip 2 grubundaki yüksek kalitede bir kemiği ifade eder. Buna karşılık olarak; maksillanın ön bölgesindeki Tip A ve B kemik, trabeküler kemiğin düşük yoğunlukta olduğu ve ince bir kortikal kemik ile çevrelendiği Tip 4 sınıfı kemiğe denk gelir. Lekholm ve Zarb, implantların stabilizasyon başarısının kemik kalitesinin iyi olduğu durumlarda arttığını ifade etmiştir. Düşük yoğunluklu bir kemik varlığı, implantların osseointegrasyonu için gerekli olan yüzey alanını kısıtladığından tedavi planlamasında önemlidir (36).

Jensen (128) implant planlamasını kolaylaştırmak için, kemiği niteliğine, niceliğine ve diğer anatomik oluşumlara yakınlığına göre (Sınıf A'dan D'ye kadar) sınıflandırmıştır. Buna göre; dişsiz bir mandibulanın metal forameninden öne doğru olan kısmı, en az 10 mm boyunda bir implant yerleşimine izin verecek yükseklikte ve iyi yoğunlukta olan kemik Sınıf A olarak ifade edilir. Sınıf A kemik tipi göreceli olarak ilerlemiş bir rezorpsiyon durumu sergiler. Sınıf B; daha çok posterior mandibulada görülen osta seviyede rezorpsiyondur. Mandibular kanal nedeniyle 7-10 mm implant yerleşimine izin veren yüksek yoğunlukta kemik tipidir. Lekholm ve Zarb sınıflamasının Tip B'sine karşılık gelir. Jensen Sınıf C ve D ise 7 mm den daha alçak seviyede kemik durumunu ifade eder. Alveolar kemik tamamen rezorbedir. İmplantların yerleştirilebilmesi için kret yüksekliğinin artırılması yada sinir lateralizasyonu gibi cerrahi işlemler gerekir.

1988'de Cawood ve Howell kuru kafa kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla oluşan sınıflandırmaya göre (27);

- Sınıf I: Çekim öncesi (Pre-extraction)
- Sınıf II: Çekim sonrası (Post-extraction)
- Sınıf III: Yüksek ve yuvarlak kret şekli
- Sınıf IV: Bıçak sırtı kret
- Sınıf V: Alçak ve yuvarlak kret şekli
- Sınıf VI: Çökük yada negatif kret

Misch (182) kemik kalitesini dört grupta incelemiştir (Şekil 2-4).

- D1: Yoğun kompakt kemik varlığı
- D2: Kalın kompakt kemik ile çevrili kalın trabeküler kemik
- D3: İnce poröz kortikal kemikle çevrili ince trabeküler kemik
- D4: Kemik tamamen trabeküler yapıdadır. Kortikal kemik ya çok ince yada yoktur.



Şekil 2-4: Misch'in kemik sınıflaması

D1 kemik tipi anterior (%6) ve posterior (%3) mandibulada nadiren görülürken, maksillada bu tip kemiğe rastlanmaz. D2 kemik anterior (%66) ve posterior (%50) mandibulada daha sık görülür. D3 kemik tipi daha çok anterior maksillada (%65) bulunur. D4 kemik özellikle posterior maksillada görülür (90, 124, 205).

2.4. Kemik Dokusunun Biyomekaniği

Kemik, sürekli kendini yenileyen dinamik bir dokudur. Mekanik kuvvetler, kemik rezorpsiyonunu ve formasyonunu etkileyen en önemli faktörlerdendir. Kemik dokusunun mekanik kuvvetler karşısında gösterdiği adaptasyon ilk olarak 15. yüzyılda Galileo tarafından irdelenmiştir. 18. yüzyılda Meyer ve Culmann insan femuru üzerinde yaptıkları incelemelerde stress çizgileri ile ilgili esas verileri elde etmişlerdir. Bu veriler üzerine yoğunlaşan Roux ilk defa kemiğin fonksiyonel adaptasyonundan bahsetmiştir. Sonraki yıllarda Wolff bu konu üzerinde yaptığı geniş çaplı araştırmalarla fonksiyonel adaptasyonu ‘Wolff Kanunu’ adı altında değerlendirmiştir. Bu kanuna göre ‘bir kemiğin şeklinde yada fonksiyonunda meydana gelen herhangi bir değişiklik, kemiğin iç yapısında ve dış görünüşünde de matematiksel kurallara göre ikincil bir değişiklik ile sonuçlanır’ (251). Kansellöz kemiğin trabeküler yapısı, yaşam boyunca üzerine gelen mekanik yüklere göre optimum yapılanma sergiler. Julius Wolff, sağlıklı ve deformasyon gösteren kemikler üzerine uygulanan dış kuvvetlerin, kemik dokusunun trabeküler yapısında farklılık oluşturduğunu ortaya koymuştur. Böylece kemik oluşum mekanizmasını ve adaptasyonunu göstermiştir (115). Julius Wolff (1986) ve Wilhem Roux’un 19. yüzyılda yaptıkları çığır açan çalışmaları ile başlayan kemik mekanobiolojisi hakkındaki bilgilerimizin çoğu, kemiğin yapı ve kütlesinin doku seviyesindeki fonksiyonel adaptasyonu ile sınırlıdır. Fakat kemiğin yeniden şekillenmesi esas olarak kemik hücreleri tarafından gerçekleştirilir; mekanosensor olarak kabul edilen osteositler, kemik matrisini çökelten osteoblastlar, kemiği rezorbe eden osteoklastlar ve bunların progenitörleridir (58).

Osteositler, mekanik yüklerle kemiğin yeniden şekillenmesini sağlayan hücrelerin fonksiyonlarını düzenleyerek birincil mekanosensör görevini yaparlar. Osteoprogenitor hücreler ise kemiğin fizyolojisini etkiledikleri ve diğer hücrelerin oluşumunu sağladıkları için önemlidirler. Kemiğin oluşturduğu mekanobiyolojik cevabı

anlayabilmek ve kontrol edebilmek için, kemiğin fonksiyonel adaptasyonunun hücresel ve moleküler esasları anlaşılmalıdır (58).

2.4.1. Kemik Hücrelerinin Maruz Kaldığı Kuvvetler

Yüklemenin frekansı ve birim uzama (strain) oranı kemik adaptasyonunun önemli belirleyicileridir (270). Kemik adaptasyonu birim uzamanın büyüklüğüne, süresine, sıklığına, tipine (baskı, germe, kayma) ve dağılımına dayanır. Örneğin; yeni oluşmuş kemik miktarı strain büyüklüğü ile orantılıdır. Genel olarak, birincil germe ve baskı strainlerinin kemik adaptasyonunda en önemli etkiye sahip oldukları düşünülürken, kayma strainlerinin çok az bir etkisi olduğundan bahsedilir (221). Değişik türler üzerinde yapılan deneysel çalışmalar, kemik adaptasyonunun daha çok dinamik yüklerden etkilendiğini gösterir. Statik yükler ve kuvvetler kemik üzerinde ya etkili değildir yada çok az bir etkiye sahiptir. Kemiğin kullanılmaması negatif dengeli bir yeniden şekillenme oluşumuna öncülük eder ve kemik kitlesinde azalma görülür. Fizyolojik sınırlar dahilindeki dinamik bir yükleme kemik kitlesini artırır ve osteojenik aktiviteyi indükler (269).

Mekanik sinyaller mezenkimal hücrelerin değişiminde (diferansiyasyon) ve gelişiminde belirgin bir etkiye sahiptir. Kemiğin yük taşıma kabiliyeti, hücreler tarafından oluşturulan hücrelerarası matriksin özelliklerine bağlıdır. Kemik hücreleri, fonksiyonel mekanik çevreye göre matriksin fiziksel özelliklerini, kütlesini ve uyumunu düzenleyebilirler. Buna göre; kemiğin yapısı ve şekli dokular arasında oluşan fonksiyonel strainlerden etkilenir. Büyüme sırasında, fonksiyonel kuvvetlerin etkisi çarpıcıdır ve kemiklerin yeniden şekillenmesi (remodeling) aktif durumdadır. Tüm yaşam boyunca, fiziksel fonksiyonlar remodeling dengesini etkilemeye devam eder. Erişkin dönemde, kemiğin yeniden şekillenmesinde fonksiyonel yüklerin etkisi esas olarak kitlesel değişiklik yönündedir. Kemik rezorpsiyonu, hareketsizlik yada kullanılmama sonucu olarak tek bir iskelet elemanını etkileyen özel bir cevap şeklinde ortaya çıkabildiği gibi, azalmış bir yükleme gibi genel ve yaygın olarak da görülebilir. Tersine, normal fizyolojik yükleme sirkülasyonu altında, olgun bir kemiğin şekli yükleme durumuna karşı duyarsızdır yada fonksiyonel remodelingden bahsedilmez. Bu ise, kemik kitlesini yada şeklini kontrol eden bir faktör olarak mekanik yüklerin doğasının çok karmaşık bir olgu olduğunu gösterir ve henüz çözümlenememiş bir problemdir. (91, 92).

Mekanik kuvvetler, hücreler arasındaki sıvı akışını değiştirerek kemik metabolizmasını düzenler. Sıvı akışındaki farklılık, başta osteositler olmak üzere, kemik hücrelerini etkiler. Osteositler birbirlerine kanaliküllerle birleşen lakünler içine yerleşmişlerdir. Kemik mekanik olarak yüklenmesi, lakunar-kanaliküler sistem içindeki hücreler arası sıvı akışını tetikleyen kemik matriks içindeki basınç değişimini başlatır (282). Kuvvetler, lakuner-kanaliküler gözeneklerdeki (damarlardakinden 40 kat daha hızlı bir şekilde gerçekleşen) hidrostatik basıncı uyarır. Fizyolojik koşullar altında gerçekleşen hidrostatik basınç, örneğin yürüme hareketi, döngüsel bir olaydır. Sıvı basıncını 0.27 MPa'ya çıkaran, 0-18 MPa ve 1Hz'lik salınımlı yükleme şeklindeki tekrarlayan bir hidrostatik basınç, kemiğin yeniden şekillenmesi için önemli bir uyarıcı olabilir (58).

Hayvan ve insanlar üzerinde yapılan in vivo çalışmalara göre fizyolojik hareketler sırasında kemikte oluşan strainler tipik olarak %0.04-0.3 oranındadır. Bu sınırlar dahilindeki strainler osteositler ve osteoblastlar için uyarıcı değildir. Hücreler arası sıvı akışının ve hidrostatik basıncın, osteoprogenitör hücreler üzerine etkileri tam olarak bilinmemektedir. Bazı çalışmalar, matriksteki strainler fizyolojik sınırlarda olsa da osteoprogenitör hücrelerin, iyileşmekte olan kemik kırıkları yada implant-kemik arayüzeyi gibi yeni mineralize olmaya başlayan alanlara doğru hareket ettiğini göstermiştir. Bu da progenitör hücrelerin doku onarımını gerçekleştirmek için mekanik uyarılara karşı oluşturduğu cevabın daha geniş bir yelpazede olduğunu ifade etmektedir. Ayrıca progenitör hücreler kayma gerilmelerine (shear stres) daha duyarlıdır (58).

Yükleme koşulları (yüklemenin süresi, döngüsü ve sıklığı gibi) ile ilgili değişiklikler, kemik dokusunda oluşan strain oranına ve yönüne ait sonuçları etkiler. Ayrıca vücudun farklı kemikleri için ortaya çıkan sonuçlar da değişiklik gösterir. Örneğin kafa kemiklerinin en üst strain seviyesi, tibia da %10'u geçmeyen habitüel strainlere denktir ve tibianın böyle yüklere maruz kalmaya devam etmesi durumunda kullanılmama atrofisi oluşur (239). Yükleme karşı kemiğin verdiği cevap farmakolojik ajanlar yönünden değerlendirildiğinde; östrojen, PTH ve sitokinler gibi lokal biyokimyasal faktörler de cevap oluşumunu farklılaştırmaktadır (270). Bu teoriye 'mekanostat teorisi' denmektedir (92). Ayrıca; bireylerin genotipi kemiğin dayanımını etkiler, bu ise yüklemeye verilen cevabı ya doğrudan yada diğer düzenleyicileri etkileyerek değiştirir (158, 251).

2.5. Alt Çene kemiğinin Biyomekaniği

Alt çene kemiği çiğneme ve ısırma sırasında, çiğneme kasları tarafından oluşturulan kuvvetlere ve bu kuvvetlerin dişlerde ve temporomandibular eklemlerde oluşturduğu değişikliklerin etkilerine maruz kalır. Geçmişten günümüze bu kuvvetlerle veya ilişkili oldukları dokularla ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. İlk yıllarda alt çene rijit deforme olmayan bir yapı olarak kabul edilirken, sonraları yapılan çalışmalar alt çenenin yapısında dış kuvvetlerin etkisi çeşitli gerilmeler ve birim uzamaların olduğu bildirilmiştir. Bu gerilme ve birim uzamaların oranı ve dağılımı, yüklerin özelliklerine, mandibulanın şekline ve kemik dokusunun yapısına dayanır (274).

Alt çenenin rezidüel kret rezorpsiyonu anatomik, metabolik ve biyomekanik faktörlerin etkisi altındadır. RKR, kretlere protezle uygulanan kuvvetlerle ilişkilendirilse de, bu kayıp protez kullanılmadığı zaman da görülür. Yapılan çalışmalarda okluzyonunun kret kaybına anlamlı bir etkisi olmadığı bulunmuştur (33). Bu durumda kret rezorpsiyonu, alt çenenin atrofisi olarak düşünülebilir ve kretler üzerindeki protezin yarattığı biyomekanik kuvvetlerden ziyade dişlerin eksikliği nedeniyle oluşan fonksiyonel kuvvetlerin yetersizliği olarak ifade edilir (229).

Alt çenede dental implantların kullanımı hastanın fonksiyonunu ve çiğneme kuvvetlerini artırarak biyomekanik kuvvetlerin artmasına neden olur. Diş çekimi sonrası alt çene ön bölgede oluşan kemik kaybı oranı bir yılda 0.75-4.5 mm arasında değişirken, implantlarla görülen kayıp ilk bir yıldan sonra sadece 0.2 mm'dir. Alt çenedeki implant destekli restorasyonlar kret kaybını önlemekle birlikte alt çene kemiğinde büyümeye öncülük eder. Dişsiz alt çenelerin implantlarla rehabilitasyonu sonrası, dişlerin kaybı ile oluşan atrofisinin durduğunu hatta tersine kemik yapımının olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (193, 194).

Alt çenedeki büyümenin, Wollf Kanunu'nda olduğu gibi 'şekil fonksiyonu kovalar-form follows function' felsefesine göre şekillendiği düşünülebilir. Bu durumda mandibuladaki büyüme alt çenenin sabit restorasyonla rehabilitasyonundan sonra oluşan artmış fonksiyonu ile gerçekleşmektedir. Wollf Kanunu kemik ve kasların egzersizler karşısında oluşan fizyolojik cevabını açıklar (192). Bir birey ağırlık yükleyen egzersizler yaptığı zaman, kemiklerin mineral yoğunluğunda artışla birlikte, kas kitlesinde de hipertrofi oluşur. Eğer egzersizlerin ağırlığını yada yükünü arttırmaya devam ederse, kaslarda ve kemiklerde buna karşı bir cevap oluşur. Yük artırılmadan

sadece aynı egzersizlere devam edilirse, kemik ve kaslar stabil kalır. İmplant desteğinin posteriorundaki alt çene kemiğindeki büyüme, Wolff Kanunu dahilinde, ‘fonksiyonel adaptasyon’ olarak bilinen fenomene göre oluşan kuvvetler karşısında çene kemiğinin gösterdiği direnç ile gerçekleşen değişikliklerdir. Fakat bu ‘kanun’ kantitatif ve yüksek kuvvetler yada travma gibi durumlarda geçerli değildir. Çünkü bu gibi durumlarda büyümeden ziyade rezorpsiyon görülür. Daha basit haliyle, uyumlu bir protez, dişsizlikle oluşan mandibular kret rezorpsiyonunu, normal kas fonksiyonunu ve dolayısıyla alt çeneye iletilen yükleri düzenleyerek durdurabilir (137). Reddy ve ark.’nın çalışmasında geleneksel alt çene protezlerinin altında normalde gerçekleşmeyen, tekrar bir büyüme tespit edilmiştir. Anlamlı seviyede elde edilen büyümeye ilave olarak, kemik büyümesinin dağılımı dikkat çekicidir (kantilever protezin altında). Geleneksel kret destekli bir protez ve implant destekli kantilever bir protezin okluzal etkinliğinin farklı olmadığı farzedildiğinde kemik büyümesindeki farklılık alt çene boyunca iletilen streslerle açıklanır (229).

Geleneksel bir protez yükleri karşı rezidüel krete ve kanat alanı ile yanak cebine iletmektedir. Geleneksel bir protez, onu destekleyen mukozanın bastırılabilirliği ve yapısındaki akrilik rezin veya altındaki yumuşak astar maddeleri nedeniyle esnek bir yapıya sahiptir. Tersine implant destekli kantilever protezler, 5 yada 6 adet rijit implant sayesinde çiğneme kuvvetlerini doğrudan çene kemiğine iletirler. İmplant destekli distal uzantılı sabit protezler ile geleneksel tam protezler arasındaki en belirgin değişikliğin kayma kuvvetlerinde olduğu görülür (229, 275). İmplant destekli kantilever bir protezde, implantın distalindeki tüm noktalarda, uygulanan kuvvetten bağımsız olarak, kayma kuvvetleri sabittir. Tersine uygulanan aynı kuvvet sadece uygulanan noktada maksimumdur. Stresin diğer komponentleri (eğilme momenti) aynı şekilde protezler arasında değişiklik gösterir (229).

Bu dağılımın başka bir sonucu da; okluzal kuvvetlerle, implantların posteriorundaki mandibulanın tüm alanlarında eşit kayma etkisinin oluşmasıdır. Bu alveolar kret alanlarında baskı (okluzal) kuvvetlerinin etkili olmayışı nedeniyle, Wolff Kanunu’na göre kemikte bir büyüme beklenir. Reddy ve ark. yaptıkları çalışmaya göre; vertikal büyümenin miktarı düşünülerek, mandibulanın büyümesi için kayma stresinin en önemli belirleyici faktör olduğu hipotezi kurulur (229). Trabeküler kemiğin yapısı (örneğin trabeküllerin yönleri ve yoğunlukları), kemik yapısının materyal özelliklerine

de bağılı olarak, mekanik özelliklerini (örneğin sertliği ve dayanımı) ve dolayısıyla yükleme sırasında oluşan stres ve strainleri belirler (273).

2.6. Kemik-İmplant Arayüzeyinin Biyomekaniği

Dişler ve alveolar kemik arasında periodontal ligamanlar bulunurken, dental implant ve kemik arayüzü bu özelliği taşımaz. İmplantlar üzerine gelen yüklerin kemik dokusuna iletimi sırasında, kortikal kemikte meydana gelen herhangi bir değişiklik, periosttaki mekanoreseptörlere birim uzama (strain) veya deformasyon şeklinde iletilir. Böylece periost biyolojik bir strain-gauge gibi çalışarak, dental implantlarla iletilen yüklere karşı cevap oluşumunu sağlar (237). Periostun oluşturduğu bu tepki ‘osseoz algı’ (osseoperception) olarak kabul edilir (31).

Kemik dokusu viskoelastik bir yapıya sahiptir. Bu özelliği nedeniyle kemik dokusunun etkin fonksiyonel sertliği, çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan yükleme ile kemik-implant arayüzeyi boyunca değişim gösterir. Bu değişim arayüzey sertliğinde artışla sonuçlanır. Arayüzey sertliğinin artması, kemik kütlesinde fazlalaşma gibi, lokal materyal özelliklerin de değişmesine neden olur (191). Kortikal ve trabeküler kemikteki osteositler, periost gibi, mekanik yükler karşısında mekanoreseptör görevi yaparlar (141, 208). Osteositler algıladıkları yükleri, kemik içindeki lokal sıvı akışındaki değişim ile veya diğer hücrelerle ve ekstrasellüler matriks ile yaptıkları doğrudan temas (özellikle periostun kanbium tabakası) ile algılarlar (191, 208). Kemik ve implant arayüzeyinin sertliğindeki anlık bir artış, 1 mm’lik peri-implant kemik alanında bulunan osteositlerce algılanarak mekanik sinyaller değiştirilir. Okluzal temaslarla oluşturulan darbe (254) şeklindeki kuvvetlere karşı kemik dokusunun cevap oluşturma kapasitesi, arayüzeyin lokal eksternal sertlik modülüsü artırılarak fiziksel özelliklerinin değiştirilmesiyle gerçekleştirilmiş olur.

Bu çalışmalar implantın kemik yüzeyindeki okluzal yüklere karşı oluşan biyolojik cevabın, arayüzeye ulaşan yüklerden etkilendiğini ifade eder. Sonuç olarak; normal sınırlar dahilinde, yapısal bütünlüğe adapte olmak yada bunu sağlamak için, kemikler çiğnemeye karşı seçici olarak cevap oluşturabilme yeteneğine sahiptirler. Bu model, kansellöz kemiğin çiğneme kuvvetlerine karşı implant arayüzeyinde nasıl adaptasyon gösterdiğini anlamak için yararlı olabilir (30, 255).

Kuvvet iletimi, implant arayüzünün anatomik yapısına göre değişiklik gösterir. Trabeküler kemik teması fazla olan arayüzeylerin (özellikle tip III ve tip IV durumlarında), uzun dönemde arayüzey ilişkisini devam ettirme kabiliyeti değişkendir. Kortikal kemik stabilizasyonunun eksikliği, arayüzeyde hem mikro hareketlerde (fibröz doku oluşumu gibi) hem de kayma kuvvetlerinde artışa öncülük eder. İmplantın yüzey pürüzlülüğü, arayüzey boyunca kemik oluşumunu değiştirebilecek bu kayma kuvvetlerinin etkisini azaltan faktörlerdendir. Qui ve ark. oluşan strainlerin kayma komponentlerinin, implant çevresindeki kemik adaptasyonunda inhibisyona neden olan yeniden şekillenme (remodeling) davranışının sağlanmasında önemli olduğunu göstermişlerdir. İmplant arayüzeyindeki biyomekanik veya fonksiyonel yapının tam olarak anlaşılması, kemik yapımını yada yeniden şekillenmesini yönlendirebilmek için anahtar rolü oynar (221).

Kemik yapımı sadece büyüme sırasında değil, aynı zamanda mekanik çevresel faktörler değiştiğinde de görülür. Kemikteki strain miktarı $1.500 \mu\epsilon$ 'nin (109) üzerine çıktığında, mekanik olarak etkilenen kemiğin kütle ve dayanımı artmaya başlar (87). Okluzal olarak aşırı yüklenen bazı implantların çevresinde marjinal kemik yapımı oluşurken (24, 111, 125) bazı durumlarda bu strainler patolojik olarak marjinal kemik kaybına neden olabilmektedir (223, 242). Yapılan çalışmalar ışığındaki tüm bilimsel veriler, implant çevresindeki kemik stabilitesinin mekanik ve biyolojik faktörlerin karşılıklı fizyolojik etkileşimine bağlı olduğunu göstermektedir. Bu etkileşimdeki en önemli öğelerden biri okluzal yüklemidir (7, 52, 54, 93). Özellikle implantın boyun bölgesinde olmak üzere, doku strainlerini tetikleyen çeşitli yüklenme durumlarında, implantın çevresindeki kemik dokusunun davranışının anlaşılması çok önem taşır (6).

Okluzal kuvvetlerin yeri ve büyüklüğü, kemik-implant-protez kompleksinin bütün komponentlerinde indüklenen strain ve streslerin nitelik ve niceliğini etkiler. Uygulanan kuvvetin biyolojisini değerlendirirken, kaynağını belirlemek önemlidir. İmplant destekli bir protez dış (fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler) ve iç (internal yada eksternal preload) kuvvetlerin etkisi altındadır (75). Okluzal yükler önce protezlere, sonra da implantlarla kemik-implant arayüzeyine ulaşırlar (240). Kemik-implant-protez kombinasyonunda, fonksiyonel yüklerin iletimi ve streslerin dağılımı her bir komponentin geometrik ve fiziksel özelliklerine bağlıdır (250). Bazı faktörlerin biyomekanik etkileri önem taşır. Bunlar; kuvvetlerin yönü, büyüklüğü, protezin tipi,

implantı dizaynı, sayısı ve yeri, kemiğin yoğunluğu, kemik-implant arayüzeyinin mekanik özellikleri ve yükleme yöntemidir (240).

2.6.1. Uygulanan Kuvvetin Yerin ve Büyüklüğünün Biyolojik Etkileri

İmplant çevresindeki kemikte oluşan kuvvetlerin büyüklüğünü etkileyen bir çok faktörden bahsedilir. Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması, implant-protez kompleksi içinde stres ve strainler oluşturarak, implantların çevresindeki kemiğin yeniden şekillenmesini etkiler (26, 32). Günümüzde insan çene kemiklerinin fizyolojik tolerans eşik değeri bilinmemektedir ve bazı vakalardaki implant kaybının uygun olmayan stres büyüklüğüne bağlı olduğu bildirilmiştir (240).

İmplant destekli protezler üzerine gelen dış kuvvetler, tüm sistem içerisinde bir stres dağılımı ve destek kemik dokusunda aynı büyüklükte fakat ters yönde bir tepki oluşmasına neden olur. Bir implantın klinik yüklenmesi sırasında, kesin bir dikey yükleme yapabilmek için, kuvvetlerin yönünün implantların uzun eksenine ile çakışması neredeyse imkansızdır. Tersine değişik yerlerden uygulanan okluzal kuvvetlerin yönü sıklıkla kaldırma kolu gibi görev yaparak kemikte eğilme momentlerine neden olur (231). Kaldırma kolunun uzunluğu arttıkça eğilme momenti de artış gösterir (286). Buna göre, implantlara iletilen yüklerin ve oluşan streslerin büyüklüğü, protezin üzerine gelen kuvvetlerin özellikle nereden uygulandığına bağlıdır (34). Örneğin iki implantın desteklediği sabit bir protezin ortasından uygulanan bir kuvvetin, implantlara eşit olarak paylaştırılmış olması beklenir. Kaldırma kuvvetine neden olan bir yükleme ile implanta iletilen yük miktarında çarpıcı bir yükseliş olur (207, 247, 286). Bu nedenle etki ve tepki kuvvetleri arasında mutlaka bir denge sağlanmalıdır. Çünkü fonksiyonel yükleme sırasında oluşan etkiler nedeniyle implantların kaybına da neden olunabilir.

Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalar fazla yüklemenin implant kaybına neden olabileceğini göstermektedir. Aşırı yükleme yapıldığında (2000-3000 mikrostrain), implant çevresindeki kemikte yüksek deformasyonlar görülür (254). Aşırı yükleme patolojik seviyeye ulaştığında (4000 mikrostrain üzerinde), oluşan stres ve strainler kemiğin biyolojik tolerans sınırını geçer ve kemik-implant arayüzeyinde mikro kırıklar oluşur (233). Kemikte mikro kırık oluşumuna neden olan, tekrarlayıcı kuvvetlerin oluşturduğu aşırı yükleme durumunda ise, düşük seviyede fakat sürekli tekrarlayan kuvvetler yorulma kırığı adı verilen kayıplara öncülük edebilir. Aynı zamanda aşırı dinamik bir yükleme, implantın boyun bölgesindeki kemiğin

yoğunluğunu azaltarak krater şeklinde defekt oluşturabilir (72). Aşırı yükleme nedeniyle olan implant kayıpları özellikle protetik tedaviye başladıktan sonraki bir yıl içerisinde görülür (223). Ayrıca kemik içi strain değerleri çok düşük olduğunda (100 mikrostrainin altında), kullanılmama atrofisine bağlı olarak kemikte rezorpsiyon görülür. Bu bağlamda, implantın yüzey pürüzlülüğü kemiğin apozisyonu ve yeniden şekillenmesini dengelemek için önemli bir rol oynar (93). İmplantın yüzey pürüzlülüğü artırıldığında, okluzal yükleri kemiğe iletilen yüzey alanı büyütülerek daha iyi bir mekanik kilitlenme sağlanmış olur (39, 40). Bu da kuvvetin büyüklüğünün implantın çevresindeki kemikte oluşan tepkiyi etkilediğini gösteren diğer bir kanıttır.

Arka bölgedeki dişlerin kaybedildiği durumlarda yapılan protezi bir veya iki implantla desteklemek eğilme yüklerine maruz kalması açısından risklidir. Bu nedenle implantlar tripodizasyonu sağlamak amacıyla aynı doğrultuda yerleştirilmemeli (66, 284) ve kullanılan implant sayısı artırılmalıdır (145).

2.6.2. Tedavi Sonrası Oluşan Okluzal Kuvvetler

İnsanlardaki ısırma kuvvetleri bireyler arasında ve dental arkın yerine göre değişiklik gösterir (108). Maksimum ısırma kuvvetleri, hastanın kuvvet ölçümleri sırasındaki mental durumuna ve kuvvetleri tolere eden destek dokularının kapasitesine bağlıdır (48). Normal dentisyona sahip bireylerin ısırma kuvveti geleneksel tam protez hastalarınınkinden 5-6 kat daha fazladır (104). Kanıta dayalı statik kuvvet ölçümlerinin sonuçlarına göre; erişkin erkeklerdeki ısırma kuvvetleri ortalama 100-150 N iken, kadınların ısırma kuvvetleri daha düşük bulunmuştur (108).

İmplant destekli sabit protez kullanan bireylerin çiğneme kas fonksiyonu doğal dişleri olan bireylerle benzer olarak tespit edilmiştir (104). Tam protez kullanan bireylerin, implant destekli mandibular sabit protez kullanmaya başlamasıyla çiğneme fonksiyonunda ve ısırma kuvvetlerinde atış görülür (45, 126).

İmplant üzerine gelen kuvvetler, implantların dental ark üzerindeki yerine de bağlıdır. İmplant destekli sabit protez kullananlardaki ölçümlere göre maksimum ısırma kuvveti birinci küçük azı ve molarlarda 200 N iken ikinci küçük azı da 300 N olarak tespit edilmiştir (175). Bu veriler ışığında, arka bölgeye yerleştirilen implantların aşırı yüklemeye maruz kalma riski daha fazladır. Arka bölgeye yerleştirilecek implantların daha geniş çaplı ve uzun olması tavsiye edilir (160, 181, 199). Fakat birçok durumda yaşa bağlı olarak okluzal kuvvetlerde azalma görülür (108). Buna rağmen, implantlara

uygulanan kuvvetlerin büyüklüğünden, implantların dental ark üzerinde yerleştirildikleri yerden yada implant dizaynından bağımsız olarak da marjinal kemik kaybı oluşabilmektedir (186, 279). Maksimum ısırma kuvvetlerinin biyolojik etkileri tam olarak bilinmediği için, ısırma kuvvetlerinin marjinal kemik kaybına neden olan faktörlerle bağlantısı açıklanamamaktadır. İmplantların yüklenmesi ve kemik hücrelerinin implant yüzeyine adaptasyonu, ısırma kuvvetlerinin etkileşebileceği faktörler olarak düşünülmektedir (51, 52).

2.6.3. Protez Tipinin ve İmplant Desteğinin Etkisi

İmplant üstü protezlerin tipi, yükleme üzerinde etkilidir. İmplant üstü hareketli protezlerin kullanımı eğilme momentlerinin artmasına neden olur . Üst çenede sabit ve hareketli implant üstü protezlerin oluşturduğu kuvvetlerin değerlendirildiği bir çalışmanın sonuçlarına göre fonksiyon sırasında overdenture'ın oluşturduğu baskı kuvvetleri daha az iken eğilme momentleri daha yüksek bulunmuştur (105, 127). Mericske-Stern ve ark.'ın yaptıkları çalışmanın sonuçları bunu doğrulamamaktadır (174). Fakat üst çenede overdenture'ların kullanıldığı durumlarda, implantların ve yapay dişlerin yeri kemik rezorpsiyonunu etkilemektedir. Yapay dişlerin yeri öne veya labiale doğru olduğundan, kaldırıcın kolu uzar ve implantlar üzerinde yüksek eğilme momentleri oluşur (22, 76, 155).

İmplantların çapı, uzunluğu, sayısı ve yeri stres dağılımında ve kuvvet iletiminde etkilidir. İmplantın sayısındaki, uzunluğundaki ve çapındaki artış, özellikle eğilme kuvvetlerine maruz kaldığında, implantın biyomekanik davranışını iyileştirir (74, 257). İmplant sayısı azaldığında kuvvetlerde ve eğilme momentlerinde artış görülür. Protezlerin uzantıları üzerine gelen kuvvetler menteşe etkisi oluşturarak, kuvvete en yakın implantta baskı, diğer implantlarda ise daha düşük bir seviyede basma ve çekme kuvvetlerine neden olur (74). Dolayısıyla implant sayısının artırılması tedaviyi daha güvenilir kılar (68).

2.6.4. Kemikğin Niteliği ve Kemik-İmplant Arayüzünün Özellikleri

İmplantın cerrahi olarak kemik içine yerleştirilmesinden sonra ilk bir ay içerisinde çevresinde fibröz bir doku bulunur. Kemik-implant arayüzündeki temas 3 ayda ortalama %50'ye, 6 ayda %65'e ve 1 yıl içerisinde ise ortalama %85'e çıkar (129). İmplantın yerleştirilmesini takiben görülen iyileşme aşaması, arayüzün mekanik özelliklerini artıran kemik-implant temasına ve arayüzeyin bağlanma dayanımındaki

artışa bağlıdır (116). İmplant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri implantı çevreleyen kemiğin niteliğidir. Kemiğin yoğunluğundaki artış arayüzün mekanik özelliklerini yükseltir. Yüksek yoğunluktaki kemik içine yerleştirilen implantların mikro hareketi daha az, başlangıç stabilitesi daha yüksek ve stres miktarı daha küçüktür (111). Biyomekanik açıdan incelendiğinde çene kemiklerinin %70'i fonksiyonel yüklere dayanıklı olarak değerlendirilir (35) ve implantların başarısının, kemik yoğunluğu ile doğru orantılı olduğuna inanılır (111).

Kemik-implant arayüzeyinin mekanik özelliklerini iyileştirmek için kullanılan implantın yüzey pürüzlülüğünde değişiklikler yapılabilir. Yüzeyi pürüzlendirilmiş implantların kemikle olan temas miktarındaki artış, kemik-implant arayüzeyinin sertliğinde de artmaya neden olur (50). Böylece implantın başarı oranı yükselir.

2.6.5. İmplantların İmmediyat ve Erken Yüklenmesi

Osseointegrasyon kavramı ilk olarak iki aşamalı cerrahi protokol ile başlamıştır. Fakat sonraki yıllarda, erken veya immediyat yükleme ile daha kısa sürede integrasyonun sağlanabileceği ortaya konulmuştur (113, 225). Bu tedavinin felsefesi, implantların rijit bir üst yapı ile mikro hareketinin engellenmesi ve fonksiyonel yüklerin dağıtılmasıdır (217, 218).

Dental implantlar üzerine uygulanan mekanik yükler, kemik-implant arayüzünün olgunlaşması için gereken süreci kısaltır. Böylece, mikro hareket düzeyinde hızlı bir azalma ve kemik kitlesinde artma osseointegrasyon için uygun bir mekanik bir çevre oluşturur. Çok küçük frekanslı fizyolojik strainler kemik mineral miktarını artırır ve yeni kemik oluşumunu indükler. Dental implantlar erkenden osseointegrasyonu sağlamak için böyle kuvvetlere maruz bırakılabilir (260).

Alt çene interforaminal bölgede yüksek yoğunluktaki kemik yapısının, implantların erken dönemde yüklenmesi için gerekli desteği ve başlangıç stabilitesini sağlayacak potansiyele sahip olması bu tedavi alternatifinin önemini ortaya çıkarmıştır. İmmediyat yüklemenin felsefesi, implantların mikro hareketinin önlenmesi ve rijit bir üst yapı ile fonksiyonel yüklerin dağılımının sağlanmasına dayanır. Aşırı mikro hareket, implant çevresinde fibröz bir kapsül oluşumuna neden olur. Fibröz kapsül oluşumunun osseointegrasyonu önlediği kritik bir mikro hareket eşik değeri olduğu düşünülmektedir. Bu mikro hareket eşik değeri 50-150 µm arasında seyretmektedir (260).

İmmediyat yükleme sonucunda, implant yüzeylerinin büyük bir kısmı Haversian sistemi ve osteonları olan kompakt ve olgun lameller yapıdaki kemikle kaplanır. Implant arayüzeyindeki kemik yüksek seviyede mineralizasyon gösterir ve yapısında bağ dokusu yada iltihap hücrelerini bulundurmaz (216). Yapılan klinik çalışmaların sonuçlarına göre; tam ark sabit restorasyonlarda, overdenture'larda ve tek diş restorasyonlarda immediyat yükleme önerilmektedir.

2.7. Gerilme Analizleri İle İlgili Kavramlar

Kütle

Kütle, bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği dirençtir. Sıklıkla ağırlık ile karıştırılır. Bir cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve cismin konumuna göre değişir. Kütle yer çekiminden bağımsızdır ve cismin değişmeyen bir özelliğidir (60).

Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanır. Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton (N) cinsinden ifade edilir ($1\text{kgf} = 9,8\text{ N}$). Kuvvet doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (60).

Kemik-implant arayüzeyinde basma, çekme ve kayma tipi kuvvetlerden bahsedilir. Kemik dokusu en çok dikey yöndeki baskı şeklindeki kuvvetlere karşı dayanıklıdır. Çekme kuvvetlerine %30 ve kayma kuvvetlerine %65 oranında daha az dayanıklıdır (184).

Moment

Moment, bir cisme belli bir mesafeden uygulanan kuvvetin etkisiyle oluşan dönme olarak tanımlanabilir (62). Moment kolu kuvvetin dönme eksenine kadar olan dik mesafedir (60).

Dişin tüberkül eğimine dik gelen bir kuvvet, dişin rotasyon merkezine belirli bir mesafeden geçer. Bu mesafenin miktarı ne kadar uzunsa moment (tork) o oranda artar. Moment kolunun uzamasıyla artan devrilme momenti, daha büyük stres anlamına gelir (62).

Gerilme (Stres)

Birim alana gelen iç kuvvete gerilme denmektedir. Pascal, N/m^2 cinsinden ifade edilir. 1 Pascal yaklaşık 1 N/m^2 'ye eşittir (60). Dişhekimliği konusundaki araştırmalarda, incelenen boyutlar genelde 'mm' olarak tanımlandığı için gerilme birimi 'megapaskal' (MPa veya N/mm^2) olarak tercih edilmektedir.

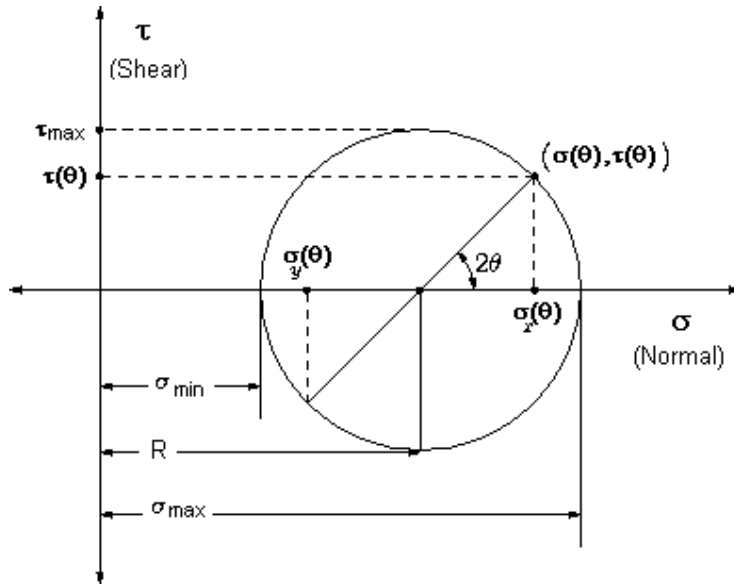
Gerilme = Kuvvet (F) / Alan (A) bağıntısı ile elde edilir (60).

Gerilme cisme etki eden kuvvetlerin yönüne göre basma (compressive stress), çekme (tensile stress) veya kayma (shear stress) gerilmesi olarak ifade edilir. Genellikle bir cisme etki eden kuvvetler her üç tip gerilmeyi aynı anda oluşturur ve bu durum bileşik gerilme hali olarak anılır. Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve σ sembolü ile gösterilir, kayma gerilmeleri ise τ simgesi ile gösterilir (60).

Gerilme ile alakalı diğer bir terim de gerilme dağılımıdır. Kuvvet dağılımına benzer şekilde, bir cismin yapısında meydana gelen gerilme değişimlerini ifade eder (166).

Mohr Dairesi

Bir cisim üzerine kuvvet uygulaması sonucu birleşik gerilme meydana geldiğinde, kesitler değiştikçe oluşan gerilmeleri grafik şeklinde göstermek için kullanılan sistem Mohr dairesi olarak adlandırılır (Şekil 2-5).



Şekil 2-5: Mohr dairesi

Eşdeğer Gerilme

Eşdeğer gerilme asal gerilmeler kullanılarak ve kırılma hipotezlerinden biri seçilerek hesaplanan gerilmedir. En çok kullanılan maksimum distorsiyon (biçim değiştirme) hipotezinin sonucu olarak bulunan eşdeğer gerilme von Mises gerilmesidir (60).

$$\sigma_e = [1/2((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)]^{1/2} \text{ bağıntısı ile bulunur (60).}$$

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

Birim Uzama (Strain)

Birim uzama mühendislikte bir cismin uygulanan gerilme ile fiziksel şekil değiştirmesini açıklamak için kullanılır (60). Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır.

$$\text{Birim uzama } (\epsilon) = \text{Uzunluktaki Değişim } (\Delta L) / \text{Orijinal Uzunluk } (L)$$

Eğer bir cismin uzunluğu 1 metre ve 0.01 (%1) birim uzamaya maruz kalırsa boyu 10 mm değişmiş demektir. Genellikle ölçülen birim uzama değerleri çok daha küçük miktarlardadır (1×10^{-6}), bu nedenle de ölçümleri çok zordur. Bu tür ölçümler için birim uzama ile doğru orantılı elektrik direnci oluşturan strain-gauge gibi aygıtlar kullanılır (60, 275).

Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastiklik modülü elastikiyet sınırları içerisinde materyalin dayanıklılığını, yani gerilme ile şekil değiştirme arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. İzotropik veya homojen cisimlerde gerilme miktarı ile birim uzama miktarı arasında doğrudan bir ilişki vardır. Hooke'un kanunu diye bilinen bu ilişki şöyle ifade edilir (60):

$$\text{Elastiklik Modülü (E)} = \text{Gerilme } (\sigma) / \text{Birim Uzama } (\varepsilon)$$

Young'ın elastik modülü elastik deformasyon bölgesinde metaller için sabit kabul edilen bir malzeme özelliğidir. Çeşitli maddeler için E değerleri tespit edilmiştir ve tablolar halinde mevcuttur. Ancak kortikal kemik gibi homojen olmayan yapılar için E değerleri fizyolojik verilere dayanır, çok değişkendir ve tespit edilmeleri zordur. Bu birim şekil değiştirme ve E değeri bilindiği zaman uygulanan gerilmeyi bulmak için pratik bir formüldür (60, 275).

Poisson Oranı

Kuvvet altında cismin eninde meydana gelen birim uzamanın boyunda meydana gelen birim uzamaya oranıdır (60).

Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde cismin boyunda uzama, yüke dik olan diğer boyutlarda ise kısalma görülür. Basma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşır.

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikler gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellikler gösteren malzemelere ise izotropik denir. Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, basma ve kayma gerilmelerinde aynı sabit elastiklik modülüne sahiptir. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastiklik modülüne sahiptirler (275).

2.8. Gerilme analiz yöntemleri

Stresleri ölçmek amacıyla çeşitli analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Fotoelastik gerilme analizi
2. Strain-Gauge gerilme analizi
3. Kırılgan vernik tekniği ile kuvvet analiz
4. Lazer ışıklı kuvvet analizi
5. Matematiksel Kuvvet analizi (61, 97).

Günümüzde dental implantları etkileyen biyomekanik yükleri değerlendirmek için genellikle fotoelastik stres analizlerinden (13, 138), 2 yada 3 boyutlu sonlu

elemanlar stres analizlerinden (20, 167) ve strain-gauge analizlerinden (13, 265) yararlanılır.

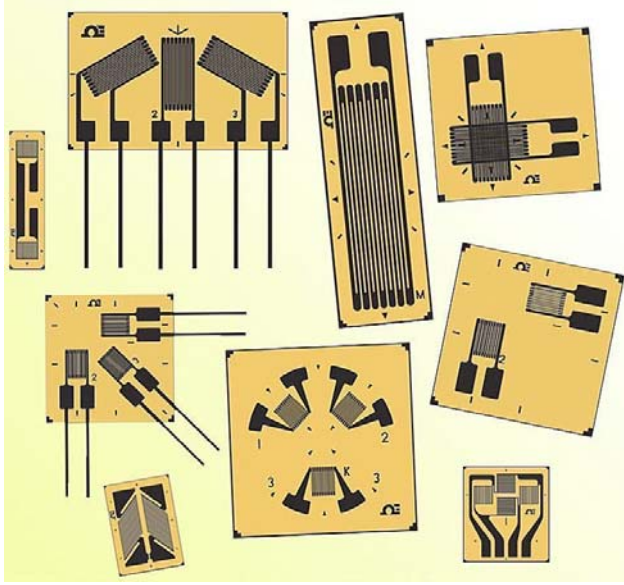
2.8.1. Fotoelastik Gerilme Analizi

Deneysel gerilme analizi yöntemidir. Fotoelastik teknik, modelin tümünde oluşan iç stres dağılımını göstermek için kullanılmaktadır. Gerilim; saçak olarak adlandırılan polarize beyaz ışık altında renkli bantlar halinde görülür. Asal gerilmenin yönü ve büyüklüğü hakkında bilgi sağlar. Fotoelastisite, yüke bağlı çift kırılım esasına dayanmaktadır. Fotoelastisitenin esas amacı tüm alandaki stres dağılımını göstermeye yardımcı olmasıdır. Karmaşık yapıların nicel analizlerinde kullanımı kolay değildir. Bu yöntemle karmaşık biyolojik yapıların modellenmesi oldukça zordur (13). Analizi gerçekleştirilecek yapının yüzeyi, fotoelastik özellikteki malzemelerle kaplanarak da gerilme ölçülebilir. Bu yöntem fotoelastik kaplama yöntemi adı verilir (139).

2.8.2. Strain-Gauge Gerilme Analizi

Gerilim ölçer (strain-gauge) ile yüke maruz kalan yapının bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri tespit edilir. Strain-gaugeler; mekanik, optik, elektriksel, akustik ve pnömatik olarak gruplandırılır. Strain gaugeler; kalibrasyon sabiti sıcaklık ve zamanla değişmemeli, birim uzamalar 1×10^{-6} mertebesinde ölçülebilmeli, noktasal ölçüm yapabilmeli, oluşan cevap lineer olmalı, dinamik ve statik ölçüm yapabilmeli, ekonomik olmalı, ölçümler kolay olmalı ve hassas ölçüm yapabilmelidir. Bu özellikleri taşıyan ve en çok kullanılan tipi ise elektriksel gerilim ölçerlerdir (97).

Elektriksel strain-gaugeler, 1856'da Lord Kevin adlı bilim adamının direnci R olan bir metal tele eksenel çekme kuvveti uygulayarak şekil ve direnç değişimini izlemesiyle bulunmuştur. Farklı yapıdaki malzemelere aynı kuvveti uyguladığında oluşan şekil değişiminin ve dolayısıyla direnç değişiminin de farklı olduğunu tespit etmiştir. Elektriksel strain gaugeler kullanma prensiplerine göre; indüktif, kapasitif ve rezistif olmak üzere ayrılırlar (97).



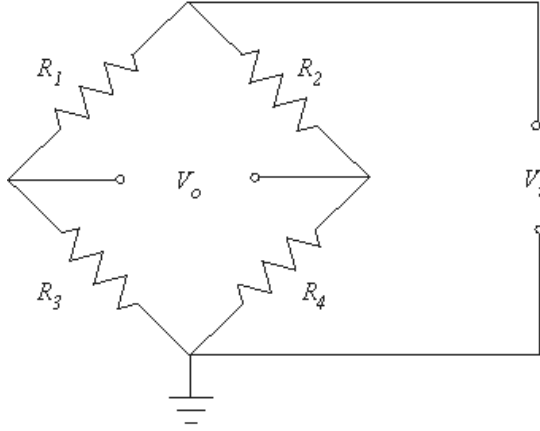
Şekil 2-6: Strain gauge çeşitleri

Elektriksel strain-gauge teorisine göre; metalik bir iletken mekanik bir zorlama altında uzarsa elektriksel direnci değişir. Uzunluğu ℓ , kesit alanı A ve özgül direnci ρ olan metalik bir iletkenin direnci:

$$R = \rho \frac{\ell}{A} \text{ şeklinde tanımlanmaktadır.}$$

$\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \epsilon$ bağıntısı, strain-gauge tekniğinin temelini oluşturmaktadır. K orantı sabiti malzeme özelliklerine bağlı olarak 2-4 arasında değer alır. Strain-gauge malzemesi olarak constantan alaşımı (%45 nikel, %55 bakır) en çok kullanılmakta olup K değeri 2 civarındadır. Buna bağlı olarak; mekanik bir büyüklük olan ϵ birim uzamasını elektriksel bir büyüklük olan $\frac{\Delta R}{R}$ direnç değişimine dönüştüren elemanlara rezistif strain gauge denir.

Wheatstone köprüsü strain gauge'lerde oluşan küçük direnç değişimlerini, elektriksel büyüklüklere çevirmek için kullanılan elektrik devresidir (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Wheatstone köprüsü

Wheatstone köprüsünün bağlanış şekillerine göre çeyrek, yarım ve tam olmak üzere çeşitli uyarlamaları mevcuttur.

Model üzerine yapıştırılan bir strain-gauge, malzemeye uygulanan mekanik zorlamaya ek olarak çevre sıcaklığı nedeniyle ortaya çıkan ısı genleşmelere maruz kalır. Isıl genleşme nedeniyle oluşan birim uzama ϵ ile sembolize edildiğinde, bir strain-gauge'de toplam $\epsilon + \epsilon_t$ kadar birim uzama görülür. Bu olumsuz etkinin kompanse edilmesi için tam ve yarım köprü devreleri kullanılır. Çeyrek köprüde ısı kompozisyon söz konusu değildir.

Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanlar yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler.

2.8.2.1. Strain-Gauge Seçim Parametreleri

Strain-gauge seçiminde üzerinde durulması gereken birçok faktör olmakla birlikte, esas olarak strain-gaugelerin şekline, uzunluğuna ve direnç seçimine özen gösterilmelidir (289).

Strain-gauge uzunluğu bu seçimde en belirleyici kriterdir. Kolay uygulanmaları ve daha az ısınmaları nedeniyle öncelikle büyük strain-gauge'ler (100 mm'ye kadar) tercih edilir. Strain ölçümleri, genellikle bir düzeneğin üzerinde oluşacak en fazla gerilmenin olması beklenen bölgelerde yapılır. Yapısal olarak homojen olmayan malzemelerin gerinim ölçümlerinde, malzemenin içindeki düzensizliklerden kaynaklanacak farklılıkları daha iyi ortaya koyabilmesi için daha büyük strain-gauge'lerin tercih edilmesi avantajlıdır (289).

Kullanım alanlarına göre, farklı boyut ve şekillerde strain-gauge'ler üretilmektedir. Örneğin; tek elemanlı strain-gauge'ler, 2 veya 3 elemanlı rozet strain-gauge'ler gibi. Tek elemanlı strain gauge'ler ölçüm yapılan noktadaki gerilme tek yönlüyse ve asal aksların yönleri hassasiyeti ($\pm\%5$) biliniyorsa kullanılır. Birbirine dik iki yönlü gerilme halinde asal gerinimleri (principal strain) belirlemek için 2 veya 3 elemanlı rozet strain-gauge'lerin kullanılması gerekir. Eğer asal aksların yönleri biliniyorsa 2 elemanlı 90°'lik rozet strain gauge'ler, aksları asal akslarla çakışacak şekilde kullanılır. Asal aksların yönleri bilinmiyorsa, asal gerinimin ölçülmesi için 3 elemanlı rozetlerin kullanımı uygundur. 3 elemanlı strain-gauge'ler 60°'lik delta ve 45°'lik dikdörtgen şeklindedirler. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi kolay olması nedeniyle genellikle dikdörtgen şeklindekiler tercih edilir. Rozet strain gauge uygulanırken herhangi bir doğrultuda uygulanabilir. Fakat elemanlarından birinin aksı ile deney malzemesinin akslarından birinin çakıştırılarak yerleştirilmesi daha uygundur (139, 289).

Strain-gauge direnci seçerken; eğer mümkünse ortaya çıkan ısıyı azaltmak amacıyla yüksek dirençli strain gauge tercih edilir (289).

2.8.3. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

Sonlu elemanlar gerilme analizi (finite element analysis = FEA); katı cisimler ve akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve titreşim gibi karmaşık mühendislik konularında, bir yapı içindeki deformasyon ve streslerin analizini gerçekleştirmek için kullanılan sayısal bir yöntemdir (209). Bu yöntem parçadan bütüne gitme genel prensibine dayanmaktadır (232).

Analizi yapılacak model, belirli noktalarda birbirlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşmuş bir yapı (matematiksel model) olarak düşünülür. Birleşme noktalarına düğüm noktası (node), her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamına ise ağ (mesh) veya kafes yapı denilmektedir. Elemanların sayısı, düzeni ve tipi sonuçların doğruluğunu etkiler. Modelin geometrik yapısında, yüklerde ve malzeme özelliklerinde ani değişikliklerin olduğu süreksizlik alanlarında sonuçların hassasiyetini artırmak için ağ yapısı kısmi olarak inceltilmelidir. Sonlu elemanlar paket programları her ne kadar otomatik ağ imkanı sunsa da bazı durumlarda kullanıcı ağı kendisi oluşturmak yada üzerinde düzeltmeler yapmak zorunda kalabilir (60). Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle verilerin bir bölgeden diğerine

hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar. Kullanılan elemanların en/boy oranının bire yaklaştırılması analizlerin hassasiyetini artıran diğer bir özelliktir.

Eleman çeşitleri temel olarak; çizgisel (tek boyutlu), iki boyutlu ve üç boyutlu şeklindedir (60, 130). Çizgisel elemanlar; tek boyutta ısı transferi ve kafes sistemleri gibi tek boyutlu analizlerde kullanılırlar. Düğüm noktasından veya bu noktaların birleştirilmesinden elde edilirler. İki boyutlu elemanlar; düzlemsel modeller veya iki boyutlu analizler gerektiğinde kullanılırlar. En yaygın olarak kullanılan tipi üçgen ve yamuk şeklindeki iki boyutlu elemanlardır. Üç boyutlu elemanlar; üç boyutlu analiz yapmayı gerektiren durumlarda tercih edilir. En basiti dört yüzlü (tetrahedral) elemandır. Altı yüzlü (hekzahedral) ve eksensel simetrik (kesiti üçgen veya dörtgen olabilen halka şeklinde) üç boyutlu elemanlar da vardır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinde takip edilen işlemler üç aşamada incelenir. Bunlar; hazırlık işlemleri (pre-processing), çözüm işlemleri (processing) ve sonuç işlemleridir (post-processing).

Pre-processing işlemi, ilgili yapının geometrik tanımlara uyacak şekilde modellenmesidir. Elde edilecek sonuçların doğruluk derecesi, modelin gerçeğe yakınlık derecesiyle doğru orantılıdır. Model geometrisinin oluşturulması için sonlu elemanlar paket programları veya bir CAD programı kullanılır. Elde edilen model, geometriye uygun olarak belirlenmiş elemanlara bölünerek ağ yapı oluşturulur. Ağ yapının oluşturulması program tarafından otomatik olarak yada mühendisin belirlediği kısıtlara göre de gerçekleştirilebilir. Elemanların küçük seçilmesi ve düğüm sayısının artırılması modelin analiz sonuçlarının gerçeğe yaklaştırılmasını sağlar. Modelin ağ yapısı oluşturulduktan sonra malzeme özellikleri belirlenir. Bunlar doğrusal olan (elastik modülü, Poisson oranı) ve doğrusal olmayan (plastisite, hiperplastisite) malzeme özellikleridir. Malzeme özellikleri belirlenen modelin sınır koşulları tanımlanır. Sınır koşulları sistemin serbestliğini (mesnet noktaları) etkileyen ve sistem üzerine etki eden (sıcaklık, basınç, kuvvet, moment) yüklerdir.

Processing işlemi, analiz ile ilgili gerekli ve yeterli verinin yüklenmesidir. Her bir eleman için denklem elde edilir. Her eleman için ayrı ayrı elde edilen denklemler uygun şekilde birleştirilerek tüm sistem için geçerli olan bir denklem takımı oluşturulur. Sistemin denge denklemi olarak ifade edilen bu denklem çözülerek düğüm noktalarındaki alan değişikliklerinin değeri sayısal olarak bulunur. Bu değerler kullanılarak, gerilme (stres) ve birim uzama (strain) gibi diğer büyüklükler hesaplanır.

Post-processing işlemi, çözümün görselleştirilmesi ve sayısal değerlerin değerlendirilmesidir. Görselleştirme liste halinde yada görüntülerle yapılabilir. Model üç boyutlu ise, değişik açılardan görüntülenebilmesi, istenen düzlemlerden kesitler alınarak iç kısımdaki gerilme dağılımının görüntülenebilmesi mümkündür. Verilerin kolaylıkla anlaşılması için, her rengin bir değer aralığını gösterdiği, renkli görüntülerin alınması da mümkündür. Bu değerler, görüntülerin yanındaki bir renk skalası ile gösterilir. Gerilmeler, Von Mises gibi değişik akma kriterlerine göre hesaplanabilir.

2.8.3.1. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin Avantajları

1. Elemanların şekil ve boyutlarının değişkenliği nedeniyle malzemenin geometrisi tam olarak temsil edilebilir ve hassasiyet gerektiren bölgeler rahatlıkla incelenebilir.
2. Klasik yöntemlerle hesaplamaların yapılamadığı çok parçalı ve karmaşık geometriye sahip problemler kolaylıkla çözülebilir.
3. Farklı malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
4. Sınır şartları kolaylıkla uygulanabilir.
5. Zamanla, sıcaklıkla ve noktadan noktaya değişim gösteren malzeme özelliklerine ait hesaplamalar rahatlıkla değerlendirilebilir.
6. Deneysel tekniklerle karşılaştırıldığında zaman ve parasal olarak verimliliği artırır.
7. Biyomedikal uygulamalarında testin imkansız olduğu durumlarda analiz yapmayı mümkün kılar. Örneğin; yapay uzuvların, protezlerin ve göz lenslerinin prototiplerinin test edilmesi.

2.8.3.2. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

Sonlu elemanlar gerilme analizi 1960'lardan beri en başarılı ve kullanışlı analiz yöntemi olarak nitelendirilmektedir (81). Çok yönlü olarak kullanılabilirliği nedeniyle diş hekimliğinde de yerini almış bulunmaktadır (6, 83, 283).

İmplantlar ve kemik sistemlerini oluşturan parçalar karmaşık bir geometriye sahip olduğundan, sonlu elemanlar analizi implant çevresindeki gerilme dağılımının tespit edilmesi için oldukça uygun bir yöntemdir (70, 98, 246, 288). Doğru ve yeterli bir modelleme, çene kemiği ile çevrelenmiş dental implantların karmaşık yapısının anlaşılmasını sağlar. Modellemenin başarısı implantın yüzey yapısının ve geometrisinin,

implant ve çene kemiğinin materyal özelliklerinin, implant-çene kemiği arayüzeyinde olduğu gibi destek ve yükleme durumunun doğruluğuna dayanır (278).

İmplant ve kemik yapısını ilgilendiren analizlerde; modellenen kemik ve implantın geometrisi (148), sınır koşulları (148) ve materyal özellikleri (148.), kemik-implant bağlantı yüzeyi (277) önem taşır (98).

İmplant, çene kemiği ve implant-kemik arayüzeyine ait problemleri çözerken bazı kabuller yapılır. Genel olarak beş ana basitleştirme söz konusudur;

1. İki boyutlu tasarımlarda yüklerin ve geometrinin dikey yönde simetrik olduğu kabul edilir (43). Fakat 2 boyutlu modeller ile oluşması beklenen çene kemiğindeki streslerin doğruluğu 3 boyutlu olan benzerlerine göre daha azdır (70).
2. Çene kemiğinin çiğneme sırasında gerçekleşen okluzal açılarda yönelen daha gerçekçi ve dinamik yükler yerine, dikey yönde uygulanan statik kuvvetler tercih edilir (98). İmplant üzerine uygulanan kuvvetlerin dikey, oblik ve yatay ya da kombine şekilde olduğu kabul edilir (43, 98).
3. Çene kemiklerinde oluşan biyomekanik reaksiyon hastalar arasında farklılıklar gösterdiğinden osseointegrasyonun yüzdesinin doğru bir şekilde modellenmesi imkansızdır. Çene kemiği ile implantın tüm arayüzeyi boyunca sabit bir bağlantı olduğu varsayılır. Bu durum herhangi bir yükleme halinde implantlar ve çene kemiği arasında harekete izin vermez (171, 212).
4. Çene kemiğinin homojen, lineer, elastik bir materyal davranışı sergilediği kabul edilir. Bu da tek bir Young's modulusu ve Poisson oranı seçilerek özelleştirilir (230).
5. İmplant şeklinin seçimi hastadan hastaya kemiğin durumuna göre değişim gösterir. Yanlış bir seçim implantın kaybına neden olabilir. Araştırmalarda sadece dört farklı kemik yapısı değerlendirilir. Bu da gerçekçi bir sonuç vermeyecektir (230).

FEA, klinik faktörlerin implantın başarısı üzerine olan etkilerini ya da farklı implant dizaynlarının biyomekanik performansını tespit etmek gibi nedenlerle kullanılabilir. Dental implantların mekanik davranışlarını simüle etmenin asıl zor tarafı, canlı kemik dokusunun ve uygulanan mekanik kuvvetler karşısında oluşturduğu cevabın modellenmesidir. Araştırmalar şekil, çap ve uzunluk gibi implantların dizaynı üzerine

olduğu kadar kemik ve implant arasında oluşan biyomekanik bağlanma üzerine yoğunlaşmıştır (278).

İmplantlarda ve daha da önemlisi çevresindeki kemikte oluşan stres profilinin tam olarak anlaşılabilmesi için FEA'nın kullanımı avantaj sağlayabilir. İmplantlar ve çevresindeki kemik içindeki stres dağılımına ve büyüklüğüne ait bilgilerin artması implant dizaynının, uygun protez tipinin ve yerleştirme tekniklerinin en uygun hale getirilmesine yardımcı olmaktadır (278).

2.9. Tam Dişsiz Hastalarda Tedavi Alternatifleri

2.9.1. Tam Protezler

Tam dişsiz bireylerin modern tedavisi, hastaların genel ağız sağlığının iyileştirilmesi anlamını taşır. Şüphesiz milyonlarca insanı etkilemesi nedeniyle, dişsizliğin önlenmesi halk sağlık stratejisi olarak önde gelen konulardandır (63).

Geleneksel tam protezler neredeyse 100 yıldan fazla bir süredir dişsiz hastalar için tek tedavi alternatifi olmuştur (17). Trapozzano 1961 yılında tam protezleri 'yalnız tüm dişlerin değil, dişlerle birlikte çene kavsindeki diğer ortak yapıların da iyileştirildiği yapay aygıtlar' olarak tanımlamaktadır. Protez terimleri sözlüğüne göre tam protezler; alt ve üst çenedeki tüm dişlerin ve ilgili yapıların boşluğunu dolduran hareketli dental protezler olarak tanımlanır (263). Tam protezlerin yapımı; fonksiyonel (hastanın yemek yiyebilmesini ve beslenmesini sağlamak), kozmetik (hastanın estetiğini sağlamak), fonetik (hastanın güzel ve anlaşılabilir konuşmasını sağlamak), psikolojik (dişsizlikten kaynaklanan psikolojik sorunları gidermek) ve biyolojik (dokuların devamlılığını ve bütünlüğünü korumak) amaçlar taşır. Dokuların devamlılığının sağlanması; protezlerle oluşturulan fonksiyonel basınçların kan dolaşımını ve kemik dokusunda yeniden şekillenmeyi tetiklemesi, gerek sert gerekse yumuşak dokuların sağlığını devam ettirmesi nedeniyle en önemli protez yapım amaçlarından birini oluşturur (42).

Dişsiz hastaların teşhis ve tedavisi birçok diş hekimi tarafından çabucak ve refleksif olarak gerçekleştirilir. Deneyimli klinisyenlerin diagnostik yaklaşımı, hastaların anatomik farklılıklarını tespit etmeye odaklanır. Bu varyasyonlar tedavi tekniklerinde de değişiklikler yapmayı gerektirir. Tam protez hastalarının protezleri ile olan sorunları devam ettikçe, klinisyenler kemik seviyesini artırmak için çeşitli cerrahi

yöntemlerden yararlanma yoluna gitmektedirler. Tam protezlerin başarısını, yüksek kemik kretlerinin varlığına dayandıran diş hekimleri, rezorbe rezidüel kretleri olan hastalarda tedavinin başarısına şüpheyle yaklaşır.

Günümüzde dişsizlik oranının azaldığına dair bazı kanıtlar olsa da, tam protez gereksinimi olan bireylerin sayısı hala sabittir, ve hatta yükseliştir. Dişsiz hastalarda tam protez tedavisi en popüler tedavi alternatifi olmasına rağmen, hastaların %10-45'i fonksiyon, konuşma ve estetik gibi konularda genel yada özel memnuniyetsizliklerini bildirmişlerdir. Geleneksel tam protezler ağrı, retansiyon ve stabilite eksikliği ve bozuk fonksiyon gibi klinik problemler oluşturabilmektedir. Özellikle alt çene dişsizlikte tam protez kullanımı hastaların kendilerine güvenlerini ve rahatlarını olumsuz yönde etkiler (168).

Tam protezlerin dezavantajları genel olarak şu şekilde özetlenebilir (71):

1. Yapımları için daha detaylı bir çalışma gerektirmesi
2. Stabilite eksikliği (öz. alt çenede)
3. Retansiyon eksikliği (öz. alt çenede)
4. Stabilite ve retansiyon kaybını artıran progresif alveolar kemik kaybı
5. Tam protez kullanan hastaların uzun dönemde profesyonel bir takibin gerekliliğine inanmamaları
6. Çiğneme fonksiyonunda azalma
7. Sosyal etki (kayma ve doğal görünmemesi)

Alt protezlerden kaynaklanan hasta memnuniyetsizlikleri birçok faktörden etkilenir. Hastalar en çok stabilite sorunundan ve konforsuz protezlerden şikayetçidir (63). Hastaların tam protez kullanımına alışmaları, somatik ve psikolojik açıdan da değerlendirilmesi gereken karmaşık bir olgudur. Oral kaviteye ait olmayan yabancı bir cisimle bütünleşmek zorluk gösterebilir. Esasen tam protezlerin başarısını yada başarısızlığını ortaya koyamayan çalışmalar güvenilir değildir. Çünkü hastaların rezidüel kretlerinin şekli, protez yapım teknikleri ve protez kullanımına adaptasyon arasındaki ilişki önemlidir. Hastanın motor kabiliyetlerinde yaşla birlikte azalma eğilimi başlar. Tükürük akış miktarının azalması, doku hassasiyetinin artması, protez taşıyan alanın daralması ve şiddetli kret kaybı gibi nedenler protez kullanım güçlükleri oluşturur (180). Protezin retansiyonu arda kalan kretlerin yapısına göre en iyi şekilde yapılsa da, bir çok dişsiz hasta retansiyon eksikliği nedeniyle bu protezlerle her besinden faydalamaz ve her kelimeyi net olarak telafuz edemezler. Aynı zamanda

hastalar ağızları içindeki yabancı bir cisme karşı isteksizdirler. Ayrıca bir çok hasta için tam protez kullanmak yaşlanmak anlamına gelir ve sosyalleşmek için bir engel teşkil eder. Hastaların alt tam protez kullanımına adaptasyonu üst protezlere göre daha zordur (180). Üst ve alt protezler arasında memnuniyetsizlik farkı incelendiğinde, hastalara göre üst protezlerin en önemli farkı daha rahat ve stabil olmalarıdır. Bu nedenle hastaların protezlerinden memnun olabilmeleri için protezin stabilite sorununun çözülmesi en önemli adım olarak düşünülebilir (63).

Stabil bir protez kaidesi isteminin önemi, dişsizlikte esas istenilen tedavi yönteminin dental implantların kullanımı olduğunu vurgulamasıdır. Çünkü protezin stabilitesini sağlamak için oral implantlar kullanılmadığında geriye kalan, okluzal şekli değiştirilmiş dişlerin kullanımı, protez yapıştırıcıları ve nötral zon uygulaması gibi teknikler hasta ve diş hekimi için her zaman tatmin edici sonuçlar oluşturmayabilir (63). Tarih boyunca cerrahlar alt çene rezidüel kreterlerinin yapısını çeşitli preprotetik cerrahi tekniklerle iyileştirmeye çalışmışlardır. Bu teknikler, osseointegre implant cerrahisinden çok daha girişimseldir ve elde edilen sonuçların kesin bir başarı sağlayacağına yada kullanışlı olacağına dair bilimsel veriler bulunmamaktadır. Oysa 1980'lerden itibaren implantlarla tedavi tekniklerinin güvenilirliği bir çok çalışma ile gösterilmiştir (292).

2.9.2. İmplant Üstü Hareketli Protezler

25 yıl öncesinde birçok protez uzmanı, günümüzde dişlerini kaybeden hastalara dental implantlar sayesinde sunulan olağanüstü imkanları hayal edemezdi. Son 20 yıldır oral implantlarla ilgili araştırmalarda, eğitimlerde ve klinik kullanımda büyük bir artış olmuştur. Oral implantlar özellikle prostodonti, periodontoloji ve oral cerrahinin ilgi odağı haline gelmiştir. Yakın gelecekte de bu ilgide azalma olacağı düşünülmemektedir (46).

Günümüzde halen sabit yada hareketli protezler gibi geleneksel tedavi yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Son yıllarda yapılan bir çalışmaya göre USA'daki bireylerde kaybedilen dişlerin %1.5'inin yerine dental implantlar kullanılırken, geri kalanı geleneksel tedavi yöntemlerini tercih etmektedir. Bir kaç yıl önce dünya nüfusedeki kısmi ve tam dişsiz hastaların sadece %0.1'inin implantlarla tedavi edildiği gösterilmiştir (49). İmplant destekli protezlerden genellikle ekonomik nedenlerle daha az sayıda insan yararlanmaktadır. İki implant üstü hareketli protezler, implant destekli sabit protezlerden daha düşük bir maliyete temin edilmektedir. İki implant üstü hareketli

protezle, özellikle fonasyon ve fonksiyon gibi kabiliyetlerde iyileşme kaydedilerek hastanın hayat kalitesinin artırılması, tam protezlere göre daha çok tercih edilmesini sağlar. Bu nedenle, implant üstü hareketli protezler, özellikle alt çenede, tam dişsiz hastalarda protezlerden kaynaklanan problemleri ortadan kaldırabilmek için standart bir tedavi haline getirilmelidir (85).

Dental implantların kullanımı; Branemark ve arkadaşlarının dişsiz hastalar için bulduğu sabit bir çözümdür. İnterforaminal bölgeye beş yada altı dental implant uygulaması sonrası yapılan sabit köprüler, birçok çalışma ile de tasdiklenmiş, Branemark ve arkadaşları tarafından geliştirilen ilk yükleme konsepti olmuştur (32). İmplantların başarı oranı, bu protokole göre %90-98’lerde seyretmiştir. Fakat her dişsiz alt çenede beş yada altı implant kullanımı mümkün değildir. Bu durumda iki yada dört implant tarafından desteklenen hareketli overdenture uygulaması tedavi seçeneği olarak sunulur (259).

Yaklaşık 20 yıl önce, van Steenberghe ve ark. iki Branemark implantı kullanarak yapılan overdenture ile, alt protezden kaynaklanan problemleri tedavi etmenin mümkün olabileceğini bildirmiştir. Daha önceki çalışmalar edante hastaların tedavisinin ancak altı implantla desteklenen sabit protezlerle mümkün olabileceğini vurgularken, van Steenberghe ve arkadaşları, tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için altı implantın sağlayacağı başarının, avantajlı bölgelere yerleştirilen daha az sayıda implant ile gerçekleştirilebileceğini ilk defa ortaya atmışlardır (280).

Overdenture ‘bir yada daha fazla doğal diş, kök ve/veya dental implantı örten yada kaplayan hareketli parsiyel yada tam protez; doğal dişler, diş kökleri ve/veya dental implantlar tarafından kısmi olarak desteklenen ve bunları örten protez’ olarak ifade edilir (263).

Diş çekimleri sonrası alt çenede üst çeneye göre daha fazla kemik kaybı oluşurken, çene kemiklerinin ön bölgelerinde arka bölgelere göre daha fazla kayıptan bahsedilir. Bu nedenle klinisyenler özellikle alt çene ön bölgede kemik kaybını azaltmak için dişleri veya kökleri ağızda tutmaya çalışırlar (86). Morrow ve ark. (190) ve Lord ve Teel (161) 1960’ların sonlarına doğru yaptıkları çalışmalarda diş üstü protezlerin yapımına açıklık getirmişlerdir.

Bir çok avantajına rağmen diş çürükleri, periodontal rahatsızlıklar, protez kırıkları ve protez yapım güçlükleri gibi dezavantajları da bulunmaktadır (71, 86).

İmplant destekli hareketli protezlerin başarısının ve güvenilirliğinin her geçen gün artmasıyla diş destekli hareketli protezler daha az tercih edilmektedir.

İleri yaşlarda yaşanan diş kayıpları nedeniyle ortaya çıkan nöromusküler adaptasyon sorunları hem hasta hem de klinisyen için çeşitli problemlere neden olabilir. 1980'lerde Schroeder tam dişsiz alt çeneye dört implant uygulamasını tavsiye etmiştir (292). 1985'te bu tedavi stratejisi değiştirilerek, implant üstü hareketli protezler için iki yada bazen de üç implant yerleştirmenin yeterli olduğu ortaya konulmuştur (176).

Alt çene implant üstü hareketli protezlerle tedavi prensipleri şu klinik nedenlere dayandırılır (37); 1) çok yaşlı hastalarda overdenture tedavisi uygundur, 2) overdenture bir protezi desteklemek için iki implant yeterlidir, 3) implantların boyu 8 mm'den kısa ise üç implant tercih edilir, 4) bir çok olguda standart bir cerrahi yöntemi kullanılır. İmplant üstü overdenturelar; daha kısa sürede yapılması, daha ucuz olması, hasta ve dokular için daha az risk oluşturması ve stresleri azaltması nedeniyle sabit protezlere karşı doğru bir tedavi alternatifi olmaktadır. Yaşlı bireylerde overdenture kullanımı avantajlı bir tedavi seçeneğidir. Alt overdenture'ların kullanışlılığı, güvenilirliği ve yüksek başarı oranı kanıtlanmıştır. İmplantoloji henüz yeni ve hızlı gelişen bir diş hekimliği alanı olsa da yapılan çalışmalar bu durumu destekleyicidir (180).

Dişsiz çenelere yapılan implant üstü protez tedavisine duyulan ilgi 1990'lardan bu yana yayınlanan çalışmaların ortaya koyduğu verilerle hızla artan bir kullanım alanı bulmuştur (222, 253).

Bunun sebebi; nüfusun büyük çoğunluğunun yaşlılardan oluşmasına ve tam dişsizliğin bu bireylerde daha sık görülmesine dayandırılabilir. Sosyal yapının farklılaşması ve gelişen teknoloji sayesinde hastaların rahatlık, fonksiyon ve estetik açıdan beklentileri de artış göstermiştir. Kontrendikasyonlarının da az olması nedeniyle bir çok hasta implant tedavisini tercih etmektedir. Hastalar ileri yaşlarda dişlerini kaybederek protez kullanımında zorlandıklarında yada yıllarca protez kullandıkları halde yaşlılık nedeniyle motor yeteneklerindeki azalmadan dolayı tam protez kullanamayacak duruma geldiklerinde, implant üstü hareketli protezler büyük fayda sağlar (180).

2002 yılının Mayıs ayında Kanada, Montreal, McGill üniversitesinde düzenlenen sempozyumda, birçok uzman klinisyen ve araştırmacının katılımıyla tam dişsiz hastaların tedavisi için uygulanan implant üstü protezlerin önemi ile ilgili bir makale yayınlanmıştır. Konu hakkındaki uzmanların 1,5 gün boyunca yaptıkları

sunumlar, konu başlığı ile ilgili veriler ve bilimsel çalışmalar, hasta ve hekimlerin kişisel deneyimleri değerlendirilmiştir. Sempozyuma katılan araştırmacı ve uzman klinisyenlerin vardıkları ortak karara göre; alt çene tam dişsizlik olgularında uygulanabilecek ilk tedavi alternatifinin iki implant üstü hareketli protez olduğu belirtilerek McGill uzlaşısı ortaya konulmuştur. Günümüzde halen geçerliliğini korumaktadır (264).

Dişsiz hastaların implant üstü protezlerle tedavisi standart bir tedavi olarak önerilmektedir. Fitzpatrick protez uzmanlarının dişsizliğin tedavisinde diğer tedavi alternatifleriyle birlikte bu standart tedaviyi de düşünmeleri gerektiğini vurgular (89). Alt çene dişsizliğin tedavisinde kullanılan top başlı tutuculu implant üstü hareketli protezler düşük maliyetli ve kullanımı kolay bir seçenektir (239). Endosteal oral implantlar alt çene tam dişsiz hastaların tedaviden beklentilerini, fizyolojiyi ve fonksiyonu iyileştirmek için kullanılır. Oral implant tedavisi, birincil tedavi seçeneği olarak yükselişe geçmiştir (63).

Dental implantlar kullanılarak yapılan bir protetik tedavi ile hastaya, sabit protezlerin sağladığı rahatlık ve stabilite sunulmuş olur. Protezlerin alt çeneye implantlarla sabitlenmesi şeklinde algılanır. Bu uygulamanın biyolojik avantajları; posterior mandibuladaki kemik apozisyonunun indüklenmesi ve çiğneme fonksiyonundaki artıştır. Fakat hastanın ağız içindeki kompleks bir proteze adaptasyon sorunu, oral hijyenini kontrol edememesi ve maliyet gibi dezavantajlar da mevcuttur. Dişsiz hastaların implant destekli hareketli protezlerle rehabilitasyonu, tam protez kullanımına göre avantajlı bir alternatiftir. Hareketli implant üstü protezler, sabit implant üstü protezlere göre daha az maliyet gerektirir. daha kolay sağlanması, besin birikiminin rahat uzaklaştırılması ve protez kanatlarıyla yüz profilinin desteklenmesi hareketli implant üstü protezlerin avantajları arasında sayılabilir (293).

Burns, implant üstü hareketli protezlerle ilgili olarak araştırmacılar arasında sağlanan fikir birliğini şu şekilde özetler:

1. Geleneksel hareketli protezlere göre daha iyi retansiyon ve stabilite sağlanır.
2. Alt çene ön bölgede implantlarla sağlanan başarı oranı %100'e yakındır.
3. İmplant destekli yada tutuculu protezlerin geleneksel protezlere göre birçok avantajı vardır.
4. Alt çene ön bölgedeki implantlar fizyolojik kemik kaybını yavaşlatır.

5. Alt çene implant üstü protezlerle oluşturulan, implant çevresindeki mukozal ve osseoz doku cevabı faydalıdır.
6. Tedavi komplikasyonları nedeniyle rutin bir kontrol gerekir.
7. Hasta memnuniyeti geleneksel protezlerle karşılaştırıldığında anlamlı bir artış gösterir (38).

Klinisyenler tam protez hastalarında sağlanan başarıya ait verileri toplarken genellikle hasta memnuniyetini ve çiğneme fonksiyonlarını değerlendiren testlerden yararlanırlar. İmplant üstü hareketli protezlerle geleneksel tam protezlerin karşılaştırıldığı araştırmaların sonuçları incelendiğinde; implant destekli gruplardan elde edilen veriler tam protez kullananlara göre fonksiyonel anlamda daha memnuniyet vericidir (29).

Isırma kabiliyeti ve çiğneme etkinliği gibi çiğneme fonksiyonları ölçüm sonuçları, doğal dişlere sahip yada implant destekli protez kullanan hastalara göre, tam protez kullananlarda azalma gösterir.

Yapılan birçok randomize klinik çalışma, geleneksel tam protezlerine adaptasyon sorunu gösteren hastaların iki implant üstü alt overdenture'larla stabilite, retansiyon (29) ve hastaların ağız sağlığına bağlı hayat kalitelerini iyileştirdiğini göstermiştir (17). Fakat her stabilitesi bozuk yada problemlili tam protezin yerine sabit protez yapmaya gerek yoktur. Bir çok hasta daha kısa sürede yapılan ve finansal olarak daha ucuz olan implant üstü stabil bir overdenture'dan da memnun kalmaktadır (29, 193). Dört yada altı implant destekli protezlerle karşılaştırıldığında iki implant üstü tam protezler maliyetlerinin düşük olması nedeniyle bir çok hastanın yararlanabileceği bir tedavi alternatifini oluştururlar (17).

Awad ve ark. yaptıkları çalışmaya göre; implant üstü tam protez kullanan hastalar rahatlık, stabilite ve çiğneme kabiliyeti açısından anlamlı bir gelişme göstermişlerdir. Ağız sağlığına bağlı hayat kalitelerini ilgilendiren problemler tam protez grubuna göre daha azalmıştır (17).

Dişsizliğin günlük yaşam üzerine etkilerinin değerlendirildiği Melas ve ark.ın yaptığı araştırmanın sonuçları, bireyin yapılan tedaviye göre etkilendiğini bildirmiştir. İmplant destekli overdenture kullanan hastalar, tam protez hastalarına göre yeme, gülme, konuşma ve diğer insanlarla sosyalleşme konusunda daha az şikayet etmektedirler. Bu durumlar tam protez hastaları için daha büyük handicap oluşturur. Aynı zamanda geleneksel tam protez kullanan bireyler sebze, meyve ve lifli

yiyeceklerin yenmesinde ve beslenmede daha çok zorluk çekmektedirler. İmplant destekli hareketli protez hastaları geleneksel tam protez hastalarına göre rahatlık yönünden protezlerinden daha memnundurlar (168).

Geleneksel tam protez kullanan hastalar sıklıkla, etkin olmayan oral fonksiyonlara eşlik eden çiğneme problemleri ve rahatsızlık şikayetlerinde bulunmuşlardır. Oysa ki implant destekli hareketli protez kullanan bireyler stabilite, konuşma, estetik ve genel memnuniyet gibi konularda olumlu sonuçlar vermiştir. (17, 142, 268). Dolayısıyla hastaların bu şikayetleri dental implantların kullanılması ile elimine edilip yaşam kalitelerinde iyileşme sağlanabilir.

İmplant destekli tam protezlerin avantajları genel olarak şu şekilde özetlenebilir (71):

1. Protezi desteklemek için iki yada dört gibi az sayıda implanttan faydalanılabilir.
2. Artmış stabilite,
3. Artmış retansiyon,
4. İyileştirilmiş fonksiyon ve çiğneme etkinliği,
5. İyileştirilmiş estetik ve fonetik,
6. Azalmış rezidüel kret rezorpsiyonu ve minimum anterior kemik kaybı,
7. Azalmış yumuşak doku yaralanması,
8. Daha basit implant destekli protez ve azalmış protez hacmi,
9. Eski protezin yeni proteze dönüştürülmesi mümkündür.

Misch implant destekli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere karşı olan avantajlarına şu şekilde değinmiştir(184):

1. Daha az sayıda implant kullanılması
2. Dudak ve yanak desteğinin yetersiz veya interalveolar mesafenin fazla olduğu durumlarda daha iyi estetik
3. Periimplant bölgede daha az cep oluşma riski nedeniyle artmış yumuşak dokuların iyileşmesi
4. Özellikle parafonksiyonu olanlarda implantlara gelen yüklerde azalma
5. Cerrahi, protetik ve laboratuvar aşamalarının ucuz olması

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajlarından şu şekilde bahsedilmiştir (184):

1. Hastanın psikolojik olarak takıp çıkarılan bir protezi istememesi
2. İntervalveolar mesafenin yetersiz olduğu vakalar

3. Uzun dönem izlenme ve hekim takibinin gerekli olması
4. Posterior alanda kemik kaybının devamı
5. Protezin altına besin kaçması
6. Protez hareketliliği

Geleneksel hareketli protezlerle karşılaştırıldığında yüksek derecede artan hasta memnuniyeti ve artan stabilite ve fonksiyon nedeniyle implant destekli protezler daha başarılı sonuçlar verir. Alt çene interforaminal ön bölgede kullanılan implantlarla ilgili klinik çalışmalar %95 ve üzerinde başarı oranı bildirmektedir (32, 200, 281). Bu veriler ışığında alt çene tam dişsiz hastalarda tedavi planlamasında implant destekli protezler mutlaka düşünülmelidir.

2.10. İmplant Destekli Tam Protezlerde Bağlantı Tipleri

Geleneksel tam protezlerin retansiyon ve stabilitesinin genellikle zayıf olması nedeniyle, protezin retansiyonunu artırmak için 1960'larda doğal dişlerin düzenlenerek protezi destekleyici duruma getirilmesi yaygınlaşmıştır (161, 190). 1970'lerde titanyum implantların kullanımı ile implant destekli protezler yaygınlaşırken, 1980'lerde implant tutuculu protezler (overdenturelar) daha çok tercih edilmeye başlanmıştır (280).

Mandibular overdenture'lar genellikle kanin bölgesine yada hafif mediale doğru yerleştirilen iki implantla desteklenirler (193) ve ataşmanlarla bağlanarak kullanılırlar (265). Dünya çapında üretici firmalar tarafından bu amaçla birçok değişik ataşman üretilmektedir. Bunların bir çoğunun implantlarla kullanımı uygunluk arzederken, sıklıkla tercih edilenler 2 kategoride incelenmektedir: bar ve top başlı ataşmanlar. Hollanda'da 5410 dişsiz hasta üzerinde yapılan bir çalışmaya göre, ataşmanların %80'inin bar-klips ataşman olduğu tespit edilmiştir. Bu bağlantı şekli popüler gibi görünse de en avantajlı ataşman tipinin hangisi olduğu henüz bilinmemektedir (267).

İmplantların başarı oranlarının incelendiği çalışmalara göre; ataşmanların implant başarısı üzerine doğrudan etkili olmadığı bildirilmiştir (22). Mericke-Stern splintlenmiş ve splintlenmemiş 2 yada 4 implant üstü 62 alt overdenture'ı inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre; implantların başarı oranı benzer bulunmuştur (176). Bergendal ve Engquist 2 implant üstü top başlı (ball) ve bar ataşmalı overdenture'ları değerlendirdikleri 7 yıllık çalışmada, %100 başarı oranı tespit edilmiştir (22). Sonuç

olarak; mandibular overdenture'lar başarılı kabul edilirken, kullanılan retantif sistemin bu başarı ile bağlantısının zayıf olduğudur. Kemik kalite ve kantitesi, kret morfolojisi ve implant uzunluğu gibi diğer faktörlerin daha etkili olduğu ifade edilmektedir.

İmplant çevresindeki marjinal kemik kaybının değerlendirildiği çalışmalara göre; okluzal kuvvetlerin yönünün, marjinal kemik kaybı miktarını daha çok etkilediğine inanılmaktadır (276). Ataşmaların stres konsantrasyonunda minimal seviyede etkili olduğu düşünülmektedir. Top başlı ve bar ataşman kullanılan hastalarda, implant çevresindeki marjinal kemik kaybında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak top başlı ataşmanlı bazı bireylerde kemik kaybının daha yüksek seviyede olduğu tespit edilmiştir. Fakat bu kaybın, yükleme yöntemine yada kemik durumuna bağlı değişiklikler olabileceği üzerinde durulmuştur (281).

İmplantların osseintegrasyonundan sonra görülen stres dağılımı önemli bir konudur. Fotoelastik çalışmalar; implantların boyunun, geometrisinin ve çapının stres dağılımında önemli bir fonksiyonu olduğu göstermiştir (138). Dikey kuvvetler altında, top başlı ataşmanlar barlarla karşılaştırıldığında, implantlara minimal kuvvetler ilettiği bildirilmiştir. Bar ve ball ataşmanlara sahip implant üstü hareketli protezler değerlendirildiğinde; posterior oblik yükler, barlı overdenture'lar biraz daha fazla olmak üzere, her iki sistem de benzer stres dağılımları göstermiştir. Bazı in vitro çalışmalarda (265), ball ataşmanların kuvvetleri dental arkın her iki tarafında rezidüel kretler üzerinde dağıtarak daha yüksek bir stabilite sağladığı bildirilmiştir. Bu sonuçlar in vivo (73, 170) ve sonlu elemanlar analizi (167, 170) çalışmaları ile desteklenebilir. Ball ataşmanların, mandibulanın fleksiyonuna izin vermesinin bu sonucu oluşturduğu düşünülmektedir. Çene morfolojisi ve kret anatomisi, akraj sisteminin seçiminde dikkat edilmesi gereken parametrelerdendir. Klipslerin sertliğinin stres dağılımına etkisinin anlamlı olmadığına gösterildiği bir çalışmada (135), ataşman klipslerinin retansiyon, sayı ve pozisyonunun maksimum eğilme momentini etkileyebileceği bildirilmiştir.

İmplant destekli overdenture'ların çiğneme kuvvetlerini alt çeneye iletimi implant destekli sabit protezlere göre farklılık arz eder. Genel olarak implantlar aksiyal kuvvetlerle yüklense de, implantların dental arktaki yerlerine ve sayılarına bağlı olarak çiğneme kuvvetleri yatay kuvvetlerin oluşmasına da neden olur. Protez eyerleri, implantların ataşman tipine bağlı olarak, fulkrum gibi hareket etme eğilimindedir ve bu nedenle implantlardan kemiğe bükme momenti iletilir (265).

Biyomekanik çalışmalar (59, 169) implantların fazla yüklenmesinin, fonksiyonel kuvvetlerin doğrudan kemiğe iletilmesi nedeniyle, kemik rezorpsiyonuna neden olan ana faktör olduğunu göstermiştir. Retantif sistemlerle iletilen fonksiyonel kuvvetlerin aşırı olması, implantlarda ve yumuşak dokuda oluşan stres dağılımını yükseltir. Kemik rezorpsiyonunun artışı, retantif sistemin kuvvetleri iletilme ve dağıtma mekanizmasından etkilenir (11, 183).

Protezlerin yapısal bütünlüğünün sağlanabilmesi için, ataşmanların yerleştirilebileceği dikey ve yatay yönde yeterli bir mesafeye gereksinim vardır. Hader bar gibi ataşmanların bağlantı mekanizması, implantlar arasındaki mesafenin (yer gereksinimi) yaklaşık 10-12 mm olmasını gerektirir. Vertikal düzlemde, yumuşak doku miktarının ortalama 3 mm olduğu düşünülürse, implant platformu ile kesicilerin kesici kenarları arasındaki mesafe minimum 12 mm olmalıdır. Bidez ve arkadaşlarına göre, eğer tutuculuk için bar üzerine iki küçük ball ataşman planlanıyorsa, barın uzunluğu 12-16 mm arasında olmalıdır. Bu durumda, Hader bar kullanıldığında aradaki mesafenin 18 mm den küçük ve dikey kalınlığının altındaki mesafenin de en az 2 mm olması gerekmektedir. Barın distal uzantısının uzunluğunun ise 10 mm den daha uzun olmasının başarısızlık oranını artıracak ön görülmektedir (25). Abutmentler arasındaki mesafenin 8-10 mm den daha küçük olmamasını bildiren bazı klinik veriler bulunmaktadır (174). Bu boşluk klips için gereken uygun yerleşime izin verir. Bar parçası daha kısa olduğunda ise, akrilik rezinden klipsin çıkma olasılığı artar.

İmplant destekli bir overdenture için gereken ataşmanın seçiminde ve tedavi planlamasında dikkat edilmesi gereken faktörler (267);

- 1) Uygun maliyet,
- 2) Beklenen retansiyon miktarı,
- 3) Yumuşak dokuların ağrı eşiği,
- 4) Kullanılabilir kemik miktarı,
- 5) Oral hijyen,
- 6) Hastanın sosyal durumu,
- 7) Hastanın beklentileri,
- 8) Maksillomandibular ilişki,
- 9) Mandibular atrofi varlığı,
- 10) Antagonist çenenin durumu,
- 11) İmplantlar arası mesafedir (22).

Klinisyenler bar-klips bağlantısı ile implantların splintlenmesini önerse de, ball ve magnet ataşmanların bazı olası avantajları bulunur. Bar bağlantılarıyla karşılaştırıldığında daha düşüğe mal edilen bu bağlantıların uygulanması daha az zaman gerektirir. Ayrıca temizlenmeleri daha kolaydır. Bununla birlikte horizontal ve oblik kuvvetler gibi dikey olmayan kuvvetlerin etkisi, aksiyal kuvvetlerle karşılaştırıldığında, implant çevresinde daha yüksek stres oluşumuna neden olmaları üzerinde durulması gereken bir konudur. Bazı yazarlara göre, implantların bar ile splintlenmesine gerek yoktur (85). Fakat top başlı ataşmanlar, özellikle şiddetli alveolar kret rezorpsiyonu olan bireylerde, her zaman yeterli retansiyonu sağlayamamaktadırlar. Bar ataşmanların dişi tutucuları aktive edilebilirken, ball ataşmanların dişi parçaları retansiyon kaybı nedeniyle tekrar değiştirilmek zorunda kalınır. Mandibular overdenture'larda karşılaşılan olası komplikasyonlar arasında; ilgili klips veya ball matrislerin kaybı yada kırılması, magnetlerin korozyonu, klips ve ball matrislerin tutuculuk kaybı ve bar, ball ataşmanların fiksasyon vidasının kaybı bulunmaktadır (276).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Total-Parsiyel Protezler Bilim Dalı ve İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızın amacı; değişik morfolojilere sahip tam dişsiz alt çenelerde, hareketli protezlere destek olmak için interforaminal bölgede farklı lokalizasyonlara yerleştirilen dental implantların farklı ataşmanlar kullanıldığında mandibulada ve implantların boyun bölgesinde oluşturdukları asal birim uzama (principle strain) miktarının ve dağılımlarının araştırılmasıdır.

Bu amaçla strain gauge gerilme analizi ve sonlu elemanlar gerilme analizi metodu kullanılmıştır. Çalışmamızın birinci bölümünde fiziksel deney modelinin hazırlanması ve strain gauge gerilme analizi aşamalarında izlenen yöntemler bulunmaktadır. İkinci bölümde ise matematik modelin hazırlanması ve sonlu elemanlar gerilme analizi safhalarında takip edilen yöntemler açıklanmıştır.

3.1. Deneysel Modelin Hazırlanması

Bu çalışma için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda bulunan normal derecede rezorpsiyon gösteren dişsiz kuru bir alt çene kemiği seçildi. Bu alt çeneye uygun büyüklükte tam dişsiz bir üst çene modeli seçildi. Alt çene kemiği üzerine 2 mm kalınlığında hafif tip silikon elastomer ile homojen olarak yumuşak doku modellendi. Yumuşak dokusu oluşturulmuş bu alt çene üzerinden aljinat (Tulip Aljinat, Cavex Holland BV, Haarlem, Hollanda) ölçü alınarak alt çene modeli elde edildi. Alt ve üst çene modelleri, modifiye edilmiş ortalama değerlere sahip bir artikülatöre bağlanarak fiziksel deney modeli oluşturuldu. Alt ve üst çene modellerinin üzerine geleneksel yöntemler kullanılarak akrilik kaideli birer alt ve üst tam protez yapıldı.

Alt çene semfiz bölgesine dört adet dental implant (Zimmer Dental Inc.) yerleştirildi. İmplantlar top başlı (ball) ataşmanlar kullanılarak alt tam proteze iki farklı şekilde bağlandı. Birim uzamaları ölçmek üzere, kuru kemik yüzeyine gerilme yoğunlaşmasının olması beklenen bölgelere strain gaugeler yerleştirildi. Bu aşamadan sonra İstanbul Teknik Üniversitesi Makina Fakültesi'nde deney düzeneğinde çeşitli

yüklemeler yapılarak veriler kaydedildi. Çalışmanın ilk aşamasında yürütülen bu işlemler aşağıda detaylı olarak açıklanmıştır.

3.1.1. Silikon Elastomer İle Yumuşak Dokunun Modellenmesi

İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda mevcut olan dişsiz alt çene kemikleri incelendi. Normal derecede rezorpsiyon gösteren dişsiz kuru bir alt çene kemiği çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Normal derecede rezorpsiyon gösteren dişsiz kuru alt çene kemiği

Alt çene kemiği üzerine yumuşak doku modellenirken, homojen kalınlıkta yer tutucu hazırlanması için önerilen yöntemin kullanılmasına karar verildi. Bu yöntem gereğince önce alt çene kemiğinin üzerine oturacağı 30x30x1.2 cm boyutlarında bir sunta plağın kenarları 2x1.5cm kalınlığında masif tahta bloklar ile çevrilerek rijit bir kaide hazırlandı. Hazırlanan kaidenin içi sert alçı ile (MOLDANO blau Stone Type 3 Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Almanya) dolduruldu. Alt çene kemiği andırtkat bölgeleri mümkün olduğunca kapanacak şekilde alçının içine gömüldü. Dışarıda kalan andırtkat alanları laboratuvar silikonu (Affinis, Coltene/Whaledent, Ohio, ABD.) ile dolduruldu. Alçı kaide üzerinde kaidenin oturacağı anahtarlar hazırlandı. Kuru kemik yüzeyi anatomik oluşumlar aracılığıyla tespit edilen yumuşak doku sınırlarına göre, 2 mm kalınlığında pembe modelaj mumu (Cavex Set Up Regular, Cavex Holland BV, Haarlem, Hollanda) ile kaplanarak maket hazırlandı. Maket ve alçı kaidenin yüzeyi vazelin kullanılarak izole edildi. Alçı kaide içine oturtulan kemik ve

mum maket üzerine soğuk akrilikten (Meliodent, Heraeus Kulzer, Dormagen, Almanya) anahtar hazırlandı. Hazırlanan anahtar, yumuşak dokuyu temsil edecek silikonun enjeksiyonu sırasında yerinden oynamaması için, kenarlarından alçı kaideye sabitlendi. Bilateral olacak şekilde alt çene ramusunun anteriomedial hizasında silikon elastomerin enjekte edileceği delikler açılarak matris yapımı tamamlandı. Soğuk akriliğin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, kemik üzerinden çıkarılan anahtarın içindeki pembe mum, sıcak su ve deterjan kullanılarak yıkanıp uzaklaştırıldı. Yıkama işleminden sonra anahtarın içi ve çene kemiğinin yüzeyi vazelinle izole edildi. Anahtar tekrar alçı kaide üzerine yerinden oynamayacak şekilde sabitlendi. Hazırlanan her iki delikten polivinil siloksan kartuşları ile hafif tip silikon elastomeri akrilik matris içine enjekte edildi. Elastomerin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra akrilik anahtar kemik yüzeyinden uzaklaştırıldı. Yumuşak dokuyu taklit edecek olan elastomerin kenarlarındaki fazlalıklar bistüri ile kesilerek düzeltildi. Son şekli verilen elastomer kuru kemik yüzeyine yerleştirildi (Şekil 3-2).



Şekil 3-2: Yumuşak doku modeli

3.1.2. Alt ve Üst Tam Protezlerin Hazırlanması

Alt çene kemiği üzerine modellenmiş yumuşak doku üzerinden, standart 3 numara anatomik alt ölçü kaşığı kullanılarak aljinat ile ölçü alındı. Tip 3 sert alçı (MOLDANO blau Stone Type 3 Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Almanya) ile alt ana model hazırlandı. Alt çene kavsine göre şekil ve boyut olarak uyumlu, tam

dişsiz bir üst çene modeli seçildi. Modeller üzerinde split cast yöntemiyle alçı anahtarlar hazırlandı. Her iki model üzerinde geleneksel yöntemler kullanılarak soğuk akrilikten (Meliodent, Heraeus Kulzer, Dormagen, Almanya) kaide plakları yapıldı. Üst kaide plağının üzerine, yüksekliği yanak cebinin en derin yerinden 18 mm ve dudak cebinin en derin yerinden 22 mm olacak şekilde mum duvar yapıldı. Alt mum duvar ise yüksekliği dudak cebinin en derin hizasından 18 mm ve arkada retromolar kabartılarının 2/3'si hizasına uzanacak şekilde hazırlandı. Alt ve üst mum duvar kapanış durumuna getirildi. Ortalama değerli bir artikülatörün sahip olması gereken özellikleri taşıdığı için, standart bir Major artikülatörü (Major AVM100M Predotti Dentari, S.P.A., İtalya) ve orjinal oklüzal tablası kullanıldı. Oklüzal tabla kullanılarak split cast yöntemiyle, önce üst model ve sonra da alt model artikülatöre bağlandı (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Modellerin artikülatöre bağlanması

Geleneksel diş dizimi kurallarına göre azami tüberkül angrenmanı sağlanacak şekilde Vita marka yapay dişler kullanılarak diş dizimi tamamlandı. Bitime hazır hale getirilen modellerin, klasik yöntemler kullanılarak muflalama ve mum eliminasyonu gerçekleştirildi. Üretici firmanın vermiş olduğu oranlara dikkat edilerek karıştırılan sıcak akrilik (Meliodent, Heraeus Kulzer, Dormagen, Almanya) burajı yapıldı. Üretici firmanın önerdiği şekilde polimerizasyonu tamamlanan protezlerin tesviye ve cila işlemleri yapıldı. Mufladan kırılmadan çıkarılan alt ve üst modeller split cast metoduna göre hazırlanmış yerlerine yeniden oturtuldu. Aşındırma ile diş temasları tekrar düzenlendi. Yapımı tamamlanan protezler silikon elastomer üzerine yerleştirilerek

uyumu kontrol edildi. Bitimi yapılan protezden ikinci bir dublikat alt tam protez elde edildi.

3.1.3. Artikülatörün Modifiye Edilmesi

Major artikülatörün (Major AVM100M Predotti Dentari, S.P.A., İtalya) kondiller arası mesafesi alt çene kemiğinin sığabileceğinden daha dar olduğu için, standart bir Major artikülatörü modifiye edilerek kondiller arası mesafesi değiştirildi. Artikülatörün üst çeneyi ve ramusları temsil eden parçaları, dikey boyut çubuğu, sentrik kilit vidaları ve eklem mekanizmasındaki yaylarından yararlanıldı. Çelik levha üzerine, alt çene kemiğinin sığabileceği genişlikte, artikülatörün dikey kollarının bağlabileceği delikler açıldı. Buralara dikey kollar vidalandı. Artikülatörde üst çeneyi temsil eden parça ile dikey kollar arasındaki mesafe arttığı için, bu parçaları birleştiren vidalar 4x6 lık vidalarla değiştirilerek kelebek somunlar yardımıyla sabitlendi. Sentrik kilit vidaları, yaylar ve dikey boyut çubuğu yerlerine takıldı. Artikülatör, alt çene kemiğinin ve üst çene modelinin bağlanabilmesi için modifiye edilerek düzenek hazırlandı.

3.1.4. Alt Çene Kemiğinin ve Üst Modelin Modifiye Edilmiş Artikülatöre Bağlanması

Artikülatörün üst çeneyi temsil eden kısmı yer düzlemine paralel olacak şekilde dikey boyut çubuğu kullanılarak sabitlendi. Düzenegin üst parçasına, üst model ile birlikte üst protez bağlandı. Alt çene kemiği ve protez, üst protezle kapanış durumuna getirilerek sabitlendi. Alt çene kemiği kondillerinden artikülatörün menteşe eksenine, soğuk akrilik serpmeye yöntemi kullanılarak birleştirildi. Alt çene kemiğinin her iki angulusu hizasında, masseter kaslarının yapışma yerlerinden destekleyecek ve alt çene kemiğinin yük altında gösterebileceği birim şekil değiştirmelere ve gerilmelere izin verecek şekilde sert alçıdan rampa hazırlandı. Hazırlanan rampa masseter kaslarının yapışma yerlerine teğet olarak şekillendirildi. Böylece fiziksel deney modeli, okluzal yüklemelere hazır hale getirildi.

3.1.5. Alt Çene Kemiğine Strain-Gauge'lerin Yapıştırılması ve Veri Aktarımı İçin Hazırlanması

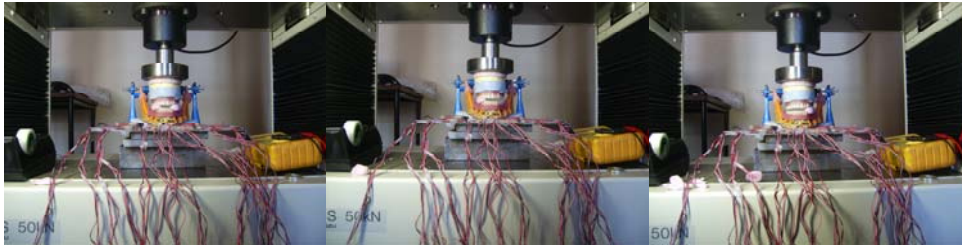
Alt çene kemiğinde gerilme yığılması olması beklenen bölgeler belirlendi. Sağ ve sol yanak ceplerine, semfize, sağ ve sol mylohyoid kenarların alt yüzeylerine, mandibulanın vestibül yüzeyinde sağ ve sol birinci büyük azıların iz düşümlerine ve interforaminal bölgeye yerleştirilen implantların vestibül ve lingual bölgelerine olmak

üzere toplam 13 adet gerilim ölçer (strain gauge) (VISHAY Micro-Measurements & SR-4 General Purpose Strain-Gauges; resistance $350.0 \pm 0.6 \Omega$; gauge factor $+1.2 \pm 0.2$) yapıştırıldı. Strain-gauge'ler 350Ω dirence sahip 0° - 45° - 90° 'lik rozet özelliğindedir.

Strain-gauge'in yapıştırılacağı kemik yüzeyi 0 numaralı zımpara ile pürüzsüz hale getirildi. Organik artıkların temizlenmesi için pürüzsüzleştirilen kemik yüzeyi asetonlu pamuk ile silindi. Temizlenen yüzey isopropyl alkol içerikli katalizör (VISHAY Micro-Measurements 200 Catalyst-C) ile muamele edildi. Kemik üzerinde yeri belirlenen strain gaugelere reçine esaslı özel siman (VISHAY Micro-Measurements M-Bond 200 Adhesive) uygulandı ve şeffaf bant kullanılarak strain gauge kemik yüzeyine yerleştirildi. Adaptasyonu sağlamak amacıyla 2 dakika boyunca teflon folyo üzerinden parmak basıncı ile baskı uygulandı. Tüm strain-gauge'lerin yüzeye yapıştırılma işlemleri tamamlandı. Strain-gauge'lerin uçlarından çıkan kablolar 25-pim bağlantı fişlerine lehimlendi. Direnç ölçümleri yapılan strain-gauge'ler yükleme ve ölçüm için hazırlandı. Yumuşak dokuyu taklit eden silikonun strain-gauge'lerin yapıştırılacağı bölgelere denk gelen kısımları kesilip çıkarılarak gaugelerin ölçüm netliği sağlandı.

3.1.6. Yükleme Koşullarının Oluşturulması

Yükleme işlemi çekme cihazına (Shimadzu 5 tonluk çekme cihazı) (Şekil 3-5) yerleştirilen deney düzeneğinde her model için (birinci model; geleneksel tam protez, ikinci model; implantların kaninlerin hafifçe medialine doğru yerleştirildiği implant üstü hareketli protez ve üçüncü model; implantların kanin dişlerinin hizasına yerleştirildiği implant üstü hareketli protez) üç farklı şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3-4) .



Şekil 3-4: Yükleme durumu

Yükleme sırasında dişler arasındaki besin maddesini taklit etmek amacıyla 3 mm kalınlığında silikon elastomeri (Affinis, Coltene/Whaledent, Ohio, ABD.)

kullanıldı. İlk yükleme, çift taraflı çiğnemeyi taklit etmek için, sağ ve sol küçük ve büyük azı dişleri üzerine üretici firmanın önerisi doğrultusunda 1/1 oranında karıştırılan silikon elastomeri yerleştirildikten sonra 10 mm/dak hızla 100 N'luk dikey kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Uygulanacak yükü kontrol etmek amacıyla cihaza (Shimadzu 5 tonluk çekme cihazı) 10 kg yük hücresi (load cell) takılmıştır. İkinci yükleme, tek taraflı çiğnemeyi taklit etmek için, sol küçük ve büyük azı dişleri üzerinden 3 mm kalınlıktaki silikon elastomeri yerleştirildikten sonra 100 N'luk dikey kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Üçüncü yükleme, tek taraflı çiğnemeyi taklit etmek için, sağ küçük ve büyük azı dişleri üzerinden 3 mm kalınlıktaki silikon elastomeri yerleştirildikten sonra 100 N'luk dikey kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Kemik üzerine yapıştırılmış olan strain gaugelerden elde edilen verileri bilgisayara aktaracak cihaza (HBM strain-gauge conditioner) gaugelerin IDE kabloları bağlandı (Şekil 3-6). Böylece yükleme sonrası strain gaugeler kullanılarak kemik yüzeyinde oluşan asal birim uzama değerleri elde edildi. Bu asal birim uzama değerleri, sonlu elemanlar gerilme analizinde oluşturulan benzer modellerin asal birim uzama değerleri ile karşılaştırılarak sonlu elemanlar gerilme analizinin kalibrasyonu gerçekleştirildi (Şekil 3-19) (Şekil 3-20).



Şekil 3-5 Shimadzu 5 tonluk çekme cihazı



Şekil 3-6: HBM strain-gauge conditioner

3.1.7. Yüklemlerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kaydedilmesi

Alt çene kemiğinde interforaminal bölgede, alt kaninlerin hizasına ve alt kaninlerin hafifçe medialine doğru sağda ve solda olmak üzere toplam 4 adet implant yerleştirildi. Bu implantlardan aralarında 22 mm bulunan ve alt kaninlerin hizasına yerleştirilen iki implant top başlı (ball) tutucu kullanılarak proteze sabitlendi. Bu ball ataşmanlar çıkarıldıktan sonra kaninlerin hafifçe medialine yerleştirilen diğer iki implanta yerleştirilen ball ataşmanlara ikinci protez bağlandı.

Dış tarafta bulunan implantların ball ataşmanları takıldıktan sonra, sırası ile artikülatöre birinci protez yerleştirildi. Üç farklı yükleme durumuna göre kuvvetler uygulandı. Yükleme işlemleri tamamlanan dış taraftaki implantların ball ataşmanları çıkarıldıktan sonra, iç taraftaki implantların ball ataşmanları takıldı ve ikinci protez yerleştirildi. Tekrar üç farklı yükleme durumuna göre kuvvetler uygulandı. Son olarak, implantlar üzerindeki tüm tutucular çıkarıldıktan sonra geleneksel tam proteze üç farklı yükleme uygulandı. Yapılan tüm yüklemeler 100 Newton'luk kuvvet uygulanarak ve 10 mm/dak basma hızı ile gerçekleştirildi. Her yükleme verilerin doğruluğu amacıyla 5 defa tekrarlandı ve toplam 45 yükleme yapıldı. Her yükleme için 13 farklı bölgedeki asal birim uzama değerleri hesaplandı.

3.2. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Matematiksel modelin oluşturulabilmesi için alt çene kemiğinin, alt tam protezin, yumuşak dokunun, dental implantların ve ataşmanların geometrik modelleri hazırlandı ve montajları yapılarak sonlu elemanlar gerilme analiz programına aktarıldı. Aşağıda modellerin hazırlanması işlemi detaylı şekilde anlatılmıştır.

3.2.1. Mandibulanın Modellenmesi

Alt çenenin geometrik modelinin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliğı Fakóltesi Anatomi Anabilim Dalı Laboratuvarı'ndan seçilen kuru alt çene kemiğı, koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulması tekniğine göre modellendi. Modelleme İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak ve Uzay Bilimleri Fakóltesi'nde bulunan optik kamera sistemi ile gerçekleştirildi. Optik kamera sistemi ile alt çene kemiğı 2 μ m aralıklı noktalar bulutu halinde görüntülendi (şekil 3-7). Elde edilen noktalar bulutu STL formantından Mimics 10.0 ile Abaqus 6.8'e Abaqus input file olarak yazdırıldı. Böylece noktalar bulutundan oluşan yüzeylerin (kabuk) bazıları kapalı hacim oluşurmaları nedeniyle katı (solid) hale dönüştürülerek elde edilen veriler sonlu elemanlar analizinin gerekleştirileceğı Abaqus (Standart Versiyon 6.8, ABD) programına aktarıldı.



şekil 3-7: ATOS optik kamera sistemi

3.2.2. Dental İmplantların ve Ataşmanların Modellenmesi

Kullanılacak olan dental implantların boyutları, implantların yerleştirileceği bölgedeki kemiğin yüksekliğine ve kalınlığına bağlıdır. İnterforaminal bölgedeki kemik kalınlığı incelendiğinde; 13 mm boyunda ve 3.3 mm çapında dental implant boyutlarının en uygun olduğu tespit edildi. İmplantlar yivsiz ve silindirik olarak modellendi. İmplantlar, top başlı ve bar tutucular üretici firmanın vermiş olduğu ölçülerde orjinal boyutlarına uygun olarak Solidworks (2008) programında çizildi.

3.2.3. İmplant Üstü Hareketli Protezin Modellenmesi

Deneysel model için hazırlanan alt tam protezin optik kamera ile noktalar bulutu halinde koordinatları belirlenerek (iges uzantısında) katı model haline getirildi. Elde edilen veriler sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere Abaqus programına aktarıldı.

3.2.4. Yumuşak Dokunun Modellenmesi

Deneysel modeli oluşturulan yumuşak doku alt çene kemiği üzerindeyken görüntüsü optik kamera ile noktalar bulutu halinde belirlenerek kabuk (shell) olarak modellendi. Oluşturulan model sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere Abaqus programına aktarıldı.

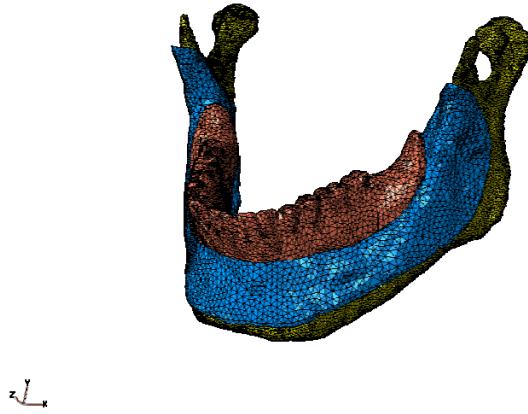
3.2.5. Modellerin Birleştirilmesi

Bu aşamada bütün parçaların birbirlerine göre montajı yapıldı. Alt çene kemiği ile dental implantlar ve ataşmanlar arasındaki bağlantı aralarında basınçları kesintisiz olarak iletecek şekilde gerçekleştirildi. Aralarındaki bağlantı kontak yüzeyi olarak tanımlandı. İmplantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayıldı. Fiziksel deney modele uygun olarak, dental implantlar alt çene kemiği içine sabitlendi. Ardından yumuşak doku ve alt protez alt çene kemiği üzerine oturtuldu. Dental implantlar ataşmanlarla alt proteze birleştirildi. Bütün model parçaları birbirine göre sabitlendikten sonra sonlu elemanlar programına aktarılacak hale getirildi.

3.2.6. Matematik Modellerin Oluşturulması

Matematiksel model oluşturulurken, model küçük basit elemanlara (mesh) bölününerek ağ şeklinde örüldü. Geometrik modelin karmaşık bir yapıya sahip olması durumunda, matematiksel model oluşturulurken dağılımda kolaylık sağladığı için 3 boyutlu ve 2 boyutlu üçgen elemanlar kullanıldı. İlk ağ yaratma (mesh generation)

işleminde sonra riskli alanlardaki elemanlar denetlendi. Alt çene modelinde, implant yuvalarının yan yüzeylerinde ve yüzey açılarının daha dik ve dar olduğu bölgeler riskli bölgeler olarak bulundu. Riskli bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale (mesh simplification) getirildi.



Şekil 3-8: Matematik modelin genel görüntüsü

Çalışmamız ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek için olabildiğince fazla sayıda eleman seçildi ve elemanlar tüm modele eşit olarak dağıtıldı. Optik tarama ile kemiğin mandibular kanalının görüntüsü elde edilemediği için mandibular kanal modellenmedi. Çalışmamızda alt çene modeli, yumuşak doku, protez, dental implantlar ve ataşmaları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullandığımız eleman sayıları 208.009 ile 206.141 arasında, düğüm sayıları 53.765 ile 53.312 arasında değişmektedir (Şekil 3-8) (Şekil 3-9) (Şekil 3-10).



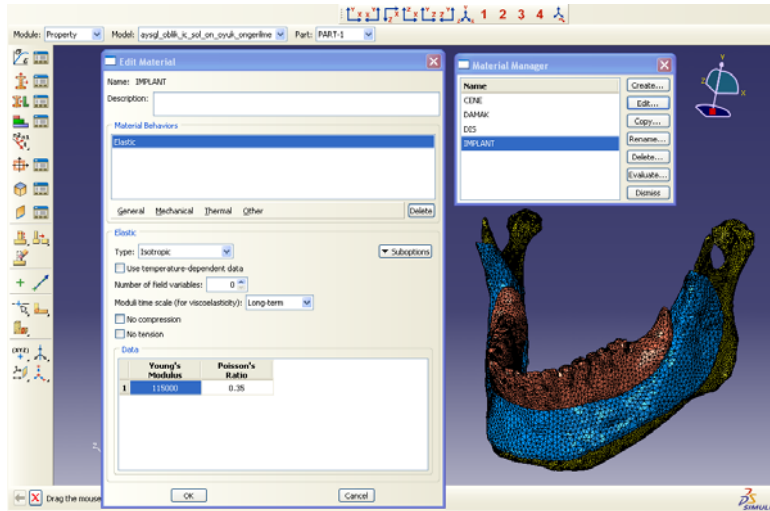
Şekil 3-9: İmplantlar arası mesafenin yakın ve uzak olduğu bar ataşmanlı modeller



Şekil 3-10: İmplantlar arası mesafenin yakın ve uzak olduğu ball ataşmanlı modeller

3.2.7. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Çalışmamızda optik görüntülerden elde edilen idealize edilmiş genel bir model oluşturuldu. Sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilebilmesi için modeli oluşturulan her yapının materyal özelliklerinin bilgisayara tanıtılması gerekmektedir. Bu amaçla materyallere ait elastik modülleri ve Poisson oranları programa aktarıldı. Böylece modeli oluşturan yapıların bu fiziksel özelliklerine göre, uygulanan yükler karşısında birim uzama miktarları ve dağılımları elde edilmiştir. Çalışmamızı yaparken Abaqus programında değerler kuvvetler için N ve eleman boyutları için mm cinsinden girilmiştir. Buna göre elde edilen yer değiştirmeler mm cinsinden, gerilmeler MPa cinsinden elde edilmiştir (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Malzeme özelliklerinin oluşturulması

Alt çene kemiğinin materyal özellikleri, kortikal kemiğe uygun değerler olarak verilmiştir. Protez ve mukoza arasındaki sürtünme katsayısı 0.1 olarak alınmıştır. Çalışmada Abaqus programında tüm birimler SI (mm) olarak alındı (Tablo 3-1).

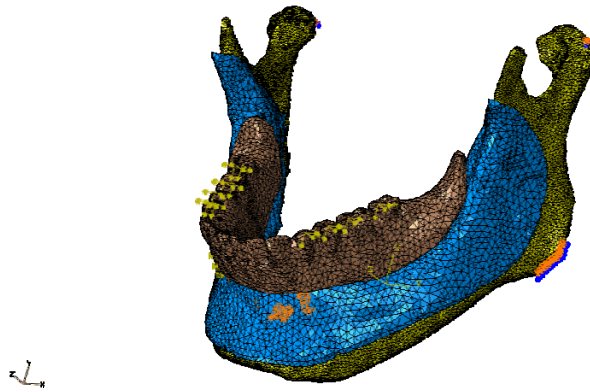
Tablo 3-1: Malzeme özellikleri

	Poisson Oranı	Elastiklik Modülü
Kortikal Kemik	0.3	13700 N/mm
Mukoza	0.3	0.98 N/mm
Titanyum	0.35	115000 N/mm
Metil Metakrilat	0.3	1960 N/mm

3.2.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Uygulanan Kuvvetler ve Sınır Şartları

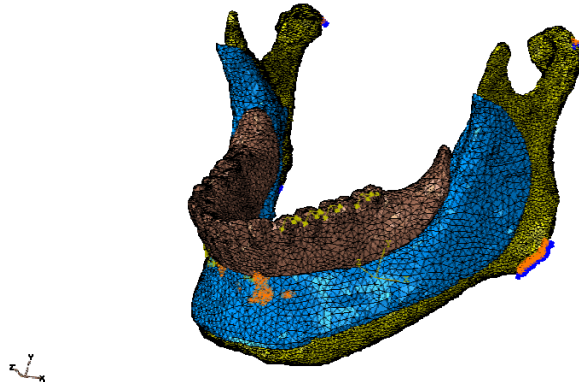
Birleştirilme işlemi tamamlanan model, uzayda serbest olarak bulunur. Boşlukta duran bu modelin üzerinde analizlerin gerçekleştirilebilmesi için uygun bölgelerden bağlanması ve sınırlarının belirlenmesi gerekir. Bu şekilde sınırları belirlenen model üzerinde problemin çözülmesi sağlanır (Şekil 3-16) (Şekil 3-17) (Şekil 3-18).

Çalışmamızda yükleme işlemleri yapılmadan önce modelin sınır şartları programa girildi. Modelde alt çenenin kondil başlarından ve masseter kasının yapışma yerlerinden üç düzlemde serbestlik dereceleri sabitlendi.

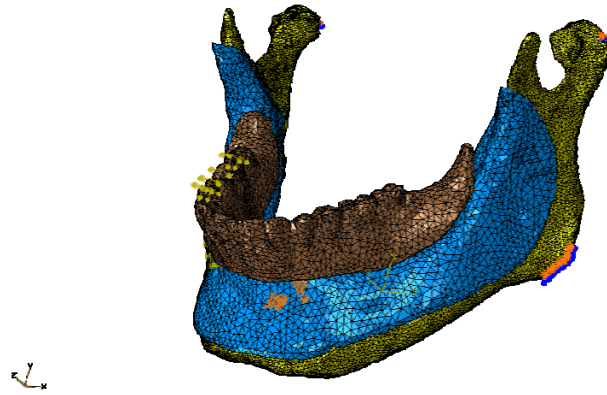


Şekil 3-12: Çift taraflı dikey yükleme

Sisteme uygulanan kuvvetleri taklit etmek amacıyla; fiziksel deney modelinde olduğu gibi, küçük ve büyük azı dişlerinin tüberkül tepelerinden ve santral fossalarından toplam 100 Newton'luk kuvvet dikey yönde uygulandı. İlk yükleme protezin azami tüberkül fossa ilişkisini taklit etmek için sağdan ve soldan eşzamanlı çift taraflı olarak gerçekleştirildi (Şekil 3-12). İkinci yükleme sol taraftan 100 N'luk dikey kuvvet uygulaması şeklinde yapıldı (Şekil 3-13). Üçüncü yükleme sağ taraftan 100 N'luk dikey kuvvet uygulaması şeklinde yapıldı (Şekil 3-14).



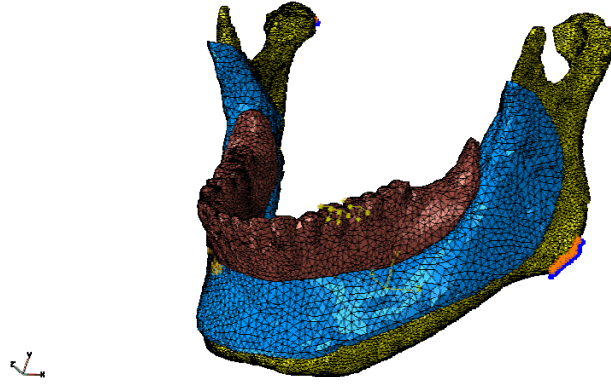
Şekil 3-13: Tek taraflı (sol) dikey yükleme



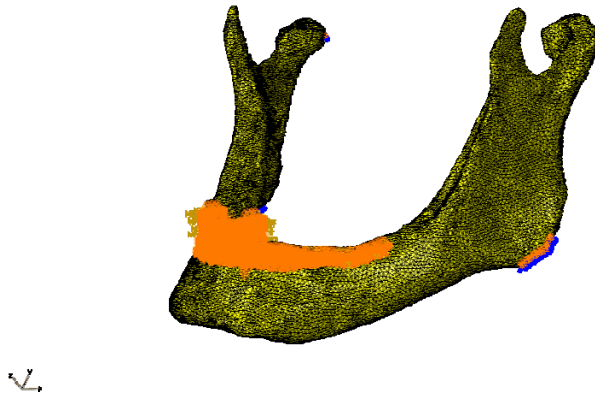
Şekil 3-14: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme

Çiğneme sırasında gerçekleşen oblik kuvvetleri taklit etmek amacıyla; ikinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlerin bukkal tüberküllerinin distobukkal eğimlerine dikey doğrultuda toplam 100 Newton'luk kuvvet yönlendirildi. Oblik kuvvet soldan

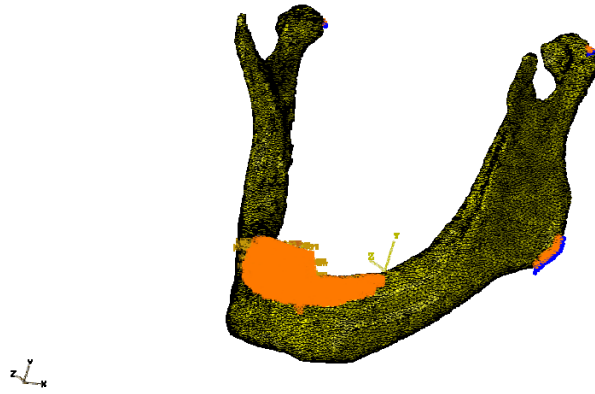
yaklaşık 30 derece olacak şekilde uygulandı. Toplamda her bir model için çift taraflı dikey, tek taraflı dikey (sol kuvvet) ve tek taraflı oblik (sol çapraz kuvvet) (Şekil 3-15) olarak üç farklı yükleme gerçekleştirildi.



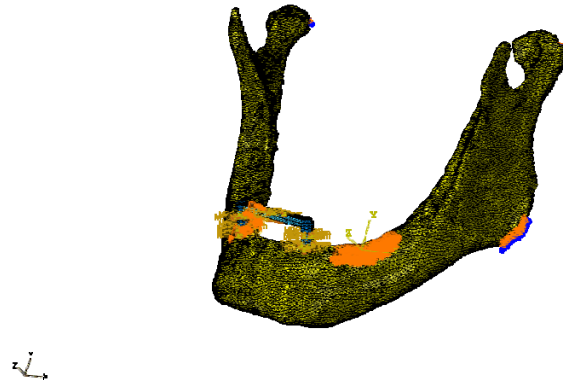
Şekil 3-15: Tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme



Şekil 3-16: Şiddetli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi



Şekil 3-17: Öne eğimli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi



Şekil 3-18: Arkaya eğimli rezorbe kret modelinin sınır koşullarının belirlenmesi

Analiz için 20 ayrı model kullanıldı. Bunlar:

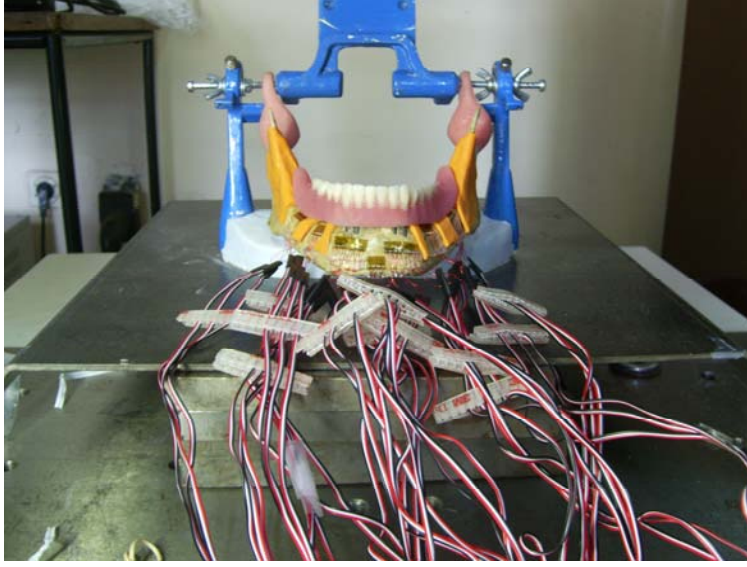
1. Normal Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Ball Ataşman
2. Normal Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Bar Ataşman
3. Normal Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Ball Ataşman
4. Normal Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Bar Ataşman
5. Normal Rezorbe Kret; Geleneksel Tam Protez
6. Öne Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Ball Ataşman
7. Öne Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Bar Ataşman
8. Öne Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Ball Ataşman

9. Öne Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Bar Ataşman
10. Öne Eğimli Rezorbe Kret; Geleneksel Tam Protez
11. Arkaya Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Ball Ataşman
12. Arkaya Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Bar Ataşman
13. Arkaya Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Ball Ataşman
14. Arkaya Eğimli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Bar Ataşman
15. Arkaya Eğimli Rezorbe Kret; Geleneksel Tam Protez
16. Şiddetli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Ball Ataşman
17. Şiddetli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Yakın; Bar Ataşman
18. Şiddetli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Ball Ataşman
19. Şiddetli Rezorbe Kret; İmplantlar Arası Mesafe Uzak; Bar Ataşman
20. Şiddetli Rezorbe Kret; Geleneksel Tam Protez

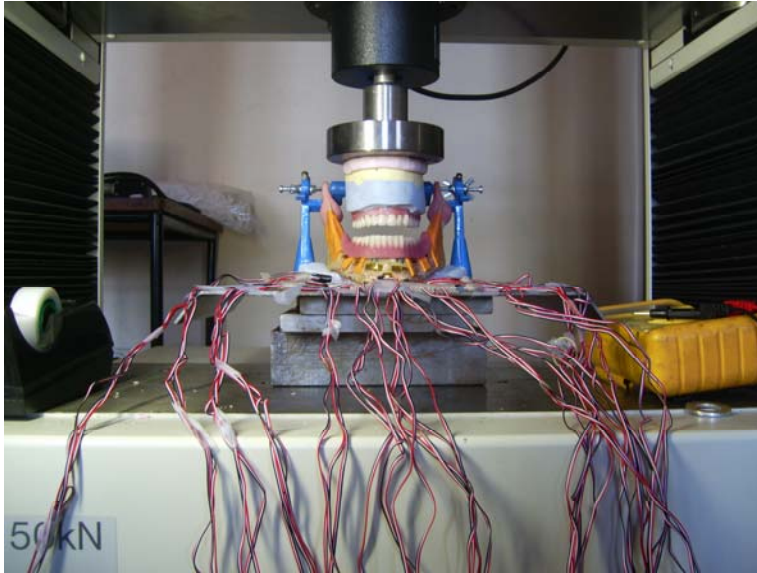
3.2.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Verilerin Alınması

Fiziksel deney modelinde tatbik edilen yükleme şekilleri aynı şekilde sonlu elemanlar gerilme analizi programında da gerçekleştirildi. Çeşitli yükleme durumlarını oluşturmak için yükleme grupları oluşturuldu ve modeller analize hazır hale getirildi. Statik analiz durumuna göre, alt çene kemiğindeki ve implantlardaki birim uzama miktarları hesaplandı ve dağılım skalaları yapıldı.

Alt çene kemiğindeki rezorpsiyon farklılıklarının modellenmesi Abaqus programında elemanların, bulunduğu yerden istenilen mesafede konumu değiştirilerek gerçekleştirilmiştir. Buna ön yer değiştirme işlemi denilmektedir. Morfolojik farklılıkların modellendiği durumlarda, statik yüklemeler sonrası alt çene kemiğindeki ve implantlardaki birim uzama değerleri formülleştirilerek hesaplanmıştır. Buna göre; ön yerdeğiştirme işlemi gerçekleştirilmiş ve yükleme yapılmış modelden elde edilen birim uzama değerlerinden, sadece ön yerdeğiştirme işlemi sonrası elde edilen birim uzama değerlerinin matematiksel olarak çıkarma işlemi yapılır. Elde edilen sonucun mutlak değeri, ön yerdeğiştirme işlemi yapılmış modelde oluşan net birim uzamaya eşittir. Normal rezorpsiyon gösteren modeller dışındaki tüm eğimli kretlere sahip modellerde bu işlem gerçekleştirilerek net birim uzama değerleri hesaplanmıştır. Sonlu elemanlar gerilme analizinden elde edilen verilen principle strain olarak alınmasının nedeni strain gauge gerilme analizi yöntemi ile elde edilen verilerin biriminin principle strain olmasıdır.



Şekil 3-19: Yüklemeye hazırlanmış deney düzeneği



Şekil 3-20: Çekme cihazına yerleştirilmiş deney düzeneği

4. BULGULAR

Çalışmamızda sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılarak, üç farklı yükleme koşulu (çift taraflı dikey, tek taraflı dikey ve tek taraflı oblik yükleme) sonrası değişik morfolojilere sahip tam dişsiz alt çenelerde (normal rezorbe, öne doğru eğimli, arkaya doğru eğimli ve şiddetli tamamen rezorbe kret şekli), hareketli protezlere destek olmak için farklı lokalizasyonlarda (implantlar arası mesafesi yakın ve uzak olan konum) yerleştirilen dental implantların farklı ataşmanlar (ball ve bar ataşman) kullanıldığında mandibulada ve implantların boyun bölgesinde oluşturdıkları asal birim uzama (principle strain) miktarı ve dağılımları değerlendirilmiştir. Farklı modeller arasındaki asal birim uzama miktarlarını değerlendirmek için seçilen referans noktalarındaki veriler karşılaştırılmıştır. Referans noktaları gerilme yığılmasının olması beklenen bölgelerdir. Bu bölgeler; sol implantın vestibülündeki kortikal kemik yüzeyi (1. bölge), sağ implantın vestibülündeki kortikal kemik yüzeyi (2. bölge), sağ implantın lingualindeki kortikal kemik yüzeyi (3. bölge), sol implantın lingualindeki kortikal kemik yüzeyi (4. bölge), sağ implantın boyun bölgesi (5. bölge), sol implantın boyun bölgesi (6. bölge), sağ mylohyoid kenarın alt yüzeyi (7. bölge), sağ yanak cebi (8. bölge), sol yanak cebi (9. bölge), sol mylohyoid kenarın alt yüzeyi (10. bölge), mandibula gövdesinin vestibül yüzünde sağ birinci büyük azı dişlerinin iz düşüm bölgesi (sağ lateral midkorpus; 11. bölge), mandibula gövdesinin vestibül yüzünde sol birinci büyük azı dişlerinin iz düşüm bölgesi (sol lateral midkorpus; 12. bölge) ve semfiz (13. bölge) bölgesidir. Bulgular kısmının ilk bölümünde; farklı implantlar arası mesafelerin ve abutmentların kullanılması sonucunda değişik morfolojilere sahip alt çene kemiklerindeki asal birim uzamaların kolay değerlendirilebilmesi için, tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma) yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet ölçümleri arasındaki anlamlılığın tespitinde tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi ve anlamlılığa neden olan ölçümün tespitinde post hoc Bonferroni test uygulandı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi. Çalışmada elde edilen bulgular karşılaştırılırken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher

Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. İstatistiksel analiz sonuçları tablolar halinde sunuldu.

Bulgular kısmının ikinci bölümünde; değişik morfolojilere sahip alt çene modelleri üzerinde yapılan yüklemeler sonucu oluşan asal birim uzama miktarları ve dağılımları renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedildi. Bu görüntülerdeki renkler farklı bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir.

Bulgular kısmının üçüncü bölümünde; sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini kalibre etmek amacıyla yapılan strain gauge gerilme analizi uygulaması sonrası elde edilen değerler ile benzer modellerden sonlu elemanlar gerilme analizinden elde edilen verilerin karşılaştırması grafikler kullanılarak değerlendirildi. Bu bölümde strain gauge gerilme analizinde ve sonlu elemanlar gerilme analizinde kullanılan modeller; normal rezorpsiyon gösteren alt çene kemiklerinde implantsız tam protez modeli üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme; benzer alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve implant üstü protezlerin (overdenture) implantlara ball ataşman kullanılarak bağlandığı model üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme; implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve overdentureların implantlara ball ataşman kullanılarak bağlandığı model üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme durumudur.

Tablo 4-1: 1. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	1. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,87±0,18	3,70±0,67	3,15±0,52	3,37±0,30	0,001**
		Sol kuvvet	1,26±0,26	3,70±0,68	3,13±0,55	3,37±0,30	0,001**
		Sol çapraz	1,14±0,23	3,69±0,68	3,12±0,55	3,37±0,30	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,39±0,28	3,59±0,47	4,10±0,25	3,28±0,28	0,007**
		Sol kuvvet	3,06±0,37	3,59±0,47	3,65±0,47	3,32±0,27	0,127
		Sol çapraz	2,75±0,09	3,60±0,47	3,63±0,48	3,29±0,28	0,005**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,31±0,43	3,57±0,50	3,38±0,34	3,30±0,30	0,681
		Sol kuvvet	3,05±0,45	3,57±0,50	3,23±0,38	3,30±0,30	0,281
		Sol çapraz	2,68±0,44	3,58±0,49	3,00±0,50	3,31±0,29	0,031*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,89±0,65	4,15±0,74	3,48±0,36	3,60±0,49	0,027*
		Sol kuvvet	2,58±0,55	4,15±0,74	3,48±0,33	3,60±0,49	0,003**
		Sol çapraz	2,43±0,49	4,15±0,74	3,42±0,40	3,60±0,49	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,79±0,46	4,18±0,34	3,55±0,28	3,35±0,47	0,001**
		Sol kuvvet	2,45±0,39	4,18±0,35	3,53±0,28	3,36±0,46	0,001**
		Sol çapraz	2,67±0,66	4,18±0,34	3,55±0,26	3,53±0,30	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-2: 1. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			1. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,004**	0,402	0,706
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,056	0,438	0,675
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,055	0,441	0,662
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,788	0,020*	0,952	0,117	0,485	0,007**
		Sol kuvvet	0,206	0,144	0,736	0,996	0,730	0,604
		Sol çapraz	0,009**	0,007**	0,132	0,998	0,562	0,465
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,726	0,993	1,000	0,862	0,700	0,989
		Sol kuvvet	0,225	0,901	0,774	0,562	0,722	0,993
		Sol çapraz	0,026*	0,670	0,156	0,208	0,771	0,698
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,016*	0,025*	0,007**	0,012*	0,040*	0,987
		Sol kuvvet	0,002**	0,076	0,039*	0,257	0,420	0,984
		Sol çapraz	0,001**	0,050*	0,018*	0,189	0,409	0,952
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,037*	0,158	0,101	0,023*	0,860
		Sol kuvvet	0,001**	0,002**	0,008**	0,067	0,016*	0,883
		Sol çapraz	0,001**	0,021*	0,026*	0,132	0,111	1,000
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından

anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde

edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$; $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$; $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$; $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-2).

Tablo 4-3: 2. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	2. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,75±0,55	3,68±0,42	2,89±0,38	3,36±0,45	0,001**
		Sol kuvvet	2,62±0,55	3,60±0,50	2,83±0,37	3,33±0,45	0,001**
		Sol çapraz	2,24±0,54	3,59±0,52	2,69±0,32	3,25±0,45	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,49±0,56	3,61±0,11	4,03±0,48	2,53±0,61	0,001**
		Sol kuvvet	2,99±0,40	3,62±0,11	3,57±0,46	2,85±0,39	0,008**
		Sol çapraz	3,34±0,32	3,62±0,11	3,75±0,38	2,70±0,45	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,18±0,46	3,73±0,13	3,29±0,45	2,79±0,60	0,032*
		Sol kuvvet	-2,88±0,24	-2,27±0,13	-2,79±0,33	-3,28±0,73	0,014*
		Sol çapraz	3,12±0,16	3,73±0,13	3,20±0,15	2,72±0,42	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,15±0,62	3,77±0,17	3,28±0,21	3,31±0,26	0,081
		Sol kuvvet	2,85±0,46	3,77±0,17	3,11±0,08	3,31±0,26	0,001**
		Sol çapraz	3,06±0,29	3,77±0,16	3,13±0,17	3,31±0,27	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,57±0,14	3,76±0,25	3,14±0,74	2,69±0,70	0,026*
		Sol kuvvet	3,05±0,17	3,76±0,25	2,93±0,48	2,72±0,63	0,008**
		Sol çapraz	3,17±0,40	3,77±0,25	3,06±0,27	2,88±0,44	0,006**

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-4: 2. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			2. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,904	0,026*	0,002**	0,404	0,013*
		Sol kuvvet	0,001**	0,737	0,009**	0,005**	0,597	0,102
		Sol çapraz	0,001**	0,157	0,001**	0,001**	0,388	0,048*
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,976	0,042*	0,029*	0,544	0,013*	0,001**
		Sol kuvvet	0,075	0,103	0,929	0,998	0,023*	0,033*
		Sol çapraz	0,571	0,274	0,038*	0,938	0,003**	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,040*	0,981	0,514	0,431	0,020*	0,317
		Sol kuvvet	0,147	0,990	0,454	0,241	0,008**	0,303
		Sol çapraz	0,002**	1,000	0,851	0,002**	0,001**	0,836
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,022*	0,948	0,907	0,192	0,235	0,999
		Sol kuvvet	0,001**	0,455	0,080	0,009**	0,088	0,695
		Sol çapraz	0,001**	0,963	0,351	0,003**	0,031*	0,618
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,941	0,591	0,001**	0,001**	0,026*	0,544
		Sol kuvvet	0,075	0,972	0,633	0,033*	0,007**	0,867
		Sol çapraz	0,068	0,952	0,572	0,025*	0,005**	0,861
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$).

4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında

elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği ve 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen

strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-4).

Tablo 4-5: 3. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	3. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,48±0,78	4,36±0,21	3,34±0,37	3,43±0,31	0,001**
		Sol kuvvet	2,03±0,79	4,36±0,21	3,27±0,38	3,40±0,35	0,001**
		Sol çapraz	1,89±0,76	4,36±0,21	3,25±0,39	3,38±0,37	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,24±0,31	4,10±0,22	4,51±0,30	2,91±0,30	0,001**
		Sol kuvvet	2,79±0,29	4,10±0,22	4,08±0,40	3,04±0,27	0,001**
		Sol çapraz	2,69±0,34	4,11±0,22	4,08±0,40	2,92±0,29	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,11±0,24	4,07±0,25	3,31±0,21	2,95±0,26	0,001**
		Sol kuvvet	2,59±0,26	4,08±0,25	3,19±0,23	2,95±0,26	0,001**
		Sol çapraz	2,53±0,23	4,08±0,25	3,12±0,23	2,97±0,25	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,09±0,36	4,52±0,18	3,60±0,45	3,65±0,09	0,001**
		Sol kuvvet	2,75±0,27	4,52±0,18	3,51±0,50	3,65±0,09	0,001**
		Sol çapraz	2,56±0,12	4,52±0,18	3,42±0,55	3,64±0,11	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,60±0,24	4,49±0,18	3,41±0,48	3,33±0,27	0,001**
		Sol kuvvet	2,32±0,18	4,49±0,18	3,40±0,48	3,33±0,27	0,001**
		Sol çapraz	2,72±0,15	4,49±0,18	3,39±0,49	3,44±0,27	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-6: 3. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			3. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,975
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,940
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,933
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,299	0,153	0,001**	0,001**
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,572	0,999	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,664	0,999	0,001**	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,595	0,711	0,001**	0,001**	0,130
		Sol kuvvet	0,001**	0,008**	0,154	0,001**	0,001**	0,442
		Sol çapraz	0,001**	0,007**	0,047*	0,001**	0,001**	0,760
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,084	0,050*	0,001**	0,002**	0,993
		Sol kuvvet	0,001**	0,006**	0,001**	0,001**	0,002**	0,880
		Sol çapraz	0,001**	0,002**	0,001**	0,001**	0,002**	0,665
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,004**	0,009**	0,001**	0,001**	0,978
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,988
		Sol çapraz	0,001**	0,015*	0,011*	0,001**	0,001**	0,996
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği,

3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain

ortalamlarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). 3. ve 4. çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-6).

Tablo 4-7: 4. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	4. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,69±0,14	3,92±0,47	2,55±0,56	3,14±0,63	0,001**
		Sol kuvvet	1,40±0,17	3,92±0,47	2,52±0,60	3,13±0,65	0,001**
		Sol çapraz	1,04±0,15	3,92±0,47	2,50±0,60	3,12±0,68	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,03±0,33	3,46±0,75	3,87±0,18	3,41±0,13	0,049*
		Sol kuvvet	2,85±0,26	3,47±0,74	3,37±0,45	3,42±0,13	0,160
		Sol çapraz	2,94±0,22	3,50±0,69	3,46±0,33	3,41±0,13	0,142
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,07±0,22	3,60±0,22	3,06±0,34	3,45±0,19	0,022*
		Sol kuvvet	2,89±0,22	3,60±0,38	3,00±0,27	3,45±0,19	0,002**
		Sol çapraz	2,74±0,18	3,61±0,38	2,79±0,22	3,46±0,19	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,37±0,30	4,19±0,32	3,51±0,19	3,38±0,35	0,001**
		Sol kuvvet	2,93±0,28	4,19±0,32	3,34±0,17	3,38±0,35	0,001**
		Sol çapraz	2,72±0,18	4,19±0,32	3,16±0,22	3,33±0,39	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,01±0,18	4,33±0,15	3,37±0,27	2,91±0,51	0,001**
		Sol kuvvet	2,84±0,13	4,33±0,15	3,33±0,32	2,92±0,50	0,001**
		Sol çapraz	2,70±0,10	4,33±0,15	3,25±0,16	3,22±0,33	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-8: 4. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			4. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,002**	0,001**	0,001**	0,006**	0,050*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,007**	0,050*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,008**	0,050*
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,398	0,030*	0,516	0,457	0,996	0,346
		Sol kuvvet	0,184	0,319	0,240	0,984	0,998	0,997
		Sol çapraz	0,169	0,219	0,283	0,998	0,987	0,998
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,050*	1,000	0,221	0,042*	0,856	0,200
		Sol kuvvet	0,005**	0,938	0,028*	0,017*	0,835	0,085
		Sol çapraz	0,001**	0,990	0,002**	0,001**	0,792	0,004**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,003**	0,867	1,000	0,012*	0,003**	0,894
		Sol kuvvet	0,001**	0,148	0,099	0,002**	0,002**	0,996
		Sol çapraz	0,001**	0,125	0,022*	0,001**	0,001**	0,798
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,300	0,960	0,001**	0,001**	0,137
		Sol kuvvet	0,001**	0,109	0,978	0,001**	0,001**	0,213
		Sol çapraz	0,001**	0,003**	0,005**	0,001**	0,001**	0,994
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-8)

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır

($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında

elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-8)

Tablo 4-9: 5. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	5. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene	2. Çene	3. Çene	4. Çene	
			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,75±0,37	3,36±0,74	4,44±0,37	2,83±0,83	0,001**
		Sol kuvvet	2,39±0,44	3,36±0,74	4,36±0,38	2,86±0,80	0,001**
		Sol çapraz	2,20±0,24	3,37±0,73	4,36±0,38	2,87±0,78	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,11±0,19	3,44±0,47	3,28±0,24	2,90±0,48	0,015*
		Sol kuvvet	2,74±0,27	3,44±0,47	3,01±0,47	2,90±0,48	0,007**
		Sol çapraz	2,50±0,14	3,45±0,46	2,84±0,21	2,92±0,46	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,82±0,37	5,17±0,53	3,19±0,51	3,49±0,46	0,001**
		Sol kuvvet	2,44±0,39	5,17±0,53	3,16±0,42	3,50±0,45	0,001**
		Sol çapraz	2,06±0,24	5,17±0,53	2,95±0,52	3,49±0,46	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,58±0,27	4,88±0,72	2,99±0,26	3,33±0,69	0,001**
		Sol kuvvet	2,16±0,27	4,88±0,72	2,87±0,28	3,34±0,69	0,001**
		Sol çapraz	2,09±0,34	4,88±0,71	2,76±0,34	3,38±0,65	0,001**
Oneway ANOVA Test uygulandı			* <i>p</i> <0.05		** <i>p</i> <0.01		

Tablo 4-10: 5. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			5. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,139	0,001**	0,991	0,002**	0,236	0,001**
		Sol kuvvet	0,006**	0,001**	0,343	0,005**	0,276	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,072	0,003**	0,235	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,208	0,720	0,574	0,781	0,012*	0,107
		Sol kuvvet	0,005**	0,523	0,855	0,135	0,038*	0,938
		Sol çapraz	0,001**	0,144	0,047*	0,003**	0,009**	0,953
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,305	0,015*	0,001**	0,001**	0,496
		Sol kuvvet	0,001**	0,007**	0,001**	0,001**	0,001**	0,368
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,050*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,330	0,017*	0,001**	0,001**	0,489
		Sol kuvvet	0,001**	0,026*	0,001**	0,001**	0,001**	0,226
		Sol çapraz	0,001**	0,041*	0,001**	0,001**	0,001**	0,068
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. çene kemiğine

çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-10)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$).

Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-10)

Tablo 4-11: 6. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	6. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemiği	2. Çene Kemiği	3. Çene Kemiği	4. Çene Kemiği	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,84±0,38	3,40±0,55	4,13±0,43	2,57±0,73	0,001**
		Sol kuvvet	2,43±0,36	3,40±0,54	4,05±0,46	2,58±0,71	0,001**
		Sol çapraz	2,57±0,36	3,41±0,54	4,05±0,46	2,70±0,59	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,86±0,16	3,56±0,59	3,19±0,25	2,93±0,58	0,005**
		Sol kuvvet	2,55±0,16	3,56±0,59	3,05±0,31	2,92±0,58	0,001**
		Sol çapraz	2,25±0,22	3,57±0,58	2,98±0,41	2,97±0,56	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,81±0,25	3,53±0,95	3,10±0,28	2,85±0,64	0,042*
		Sol kuvvet	2,48±0,25	3,52±0,96	2,97±0,27	2,84±0,65	0,005**
		Sol çapraz	2,34±0,25	3,56±0,91	2,83±0,39	2,91±0,61	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,94±0,17	4,54±0,58	3,27±0,14	3,75±0,59	0,001**
		Sol kuvvet	2,55±0,11	4,54±0,58	3,07±0,22	3,75±0,59	0,001**
		Sol çapraz	2,35±0,28	4,54±0,58	2,97±0,28	3,76±0,59	0,001**
Oneway ANOVA Test uygulandı			* <i>p</i> <0.05		** <i>p</i> <0.01		

Tablo 4-12: 6. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			6. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			P	P	P	P	P	P
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,112	0,001**	0,682	0,023*	0,008**	0,001**
		Sol kuvvet	0,002**	0,001**	0,929	0,049*	0,008**	0,001**
		Sol çapraz	0,003**	0,001**	0,938	0,032*	0,015*	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,006**	0,353	0,984	0,261	0,015*	0,559
		Sol kuvvet	0,001**	0,074	0,258	0,078	0,017*	0,917
		Sol çapraz	0,001**	0,007**	0,008**	0,039*	0,033*	1,000
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,050*	0,698	0,998	0,392	0,075	0,797
		Sol kuvvet	0,003**	0,296	0,568	0,197	0,075	0,962
		Sol çapraz	0,001**	0,275	0,163	0,044*	0,087	0,990
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,336	0,001**	0,001**	0,001**	0,072
		Sol kuvvet	0,001**	0,050*	0,001**	0,001**	0,001**	0,007**
		Sol çapraz	0,001**	0,022*	0,001**	0,001**	0,003**	0,003**
Tukey HSD Test			* $p<0.05$			** $p<0.01$		

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$; $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene

kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen değerden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-12)

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen değerden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-12)

Tablo 4-13: 7. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	7. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,02±0,72	2,85±0,38	3,03±0,08	2,82±0,42	0,015*
		Sol kuvvet	1,32±0,34	2,82±0,40	2,98±0,01	2,79±0,41	0,001**
		Sol çapraz	1,16±0,64	2,73±0,52	2,98±0,02	2,79±0,41	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,78±0,35	2,91±0,18	2,93±0,33	2,98±0,27	0,001**
		Sol kuvvet	1,52±0,34	2,91±0,18	2,79±0,16	3,06±0,24	0,001**
		Sol çapraz	1,41±0,20	2,92±0,18	2,82±0,14	2,99±0,26	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	1,77±0,33	2,91±0,17	3,16±0,69	2,98±0,27	0,001**
		Sol kuvvet	1,53±0,32	2,91±0,17	3,15±0,70	2,98±0,27	0,001**
		Sol çapraz	1,42±0,21	2,92±0,17	3,18±0,69	3,00±0,26	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	1,81±0,43	2,61±0,78	2,98±0,01	2,81±0,39	0,008**
		Sol kuvvet	1,56±0,46	2,58±0,86	2,98±0,01	2,82±0,38	0,003**
		Sol çapraz	1,41±0,22	2,69±0,61	3,00±0,01	2,79±0,40	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	1,84±0,39	2,80±0,43	3,07±0,19	2,80±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,52±0,46	2,80±0,44	3,07±0,19	2,80±0,39	0,001**
		Sol çapraz	1,46±0,14	2,82±0,39	3,08±0,17	2,88±0,42	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-14: 7. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			7. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,050*	0,015*	0,001**	0,919	1,000	0,880
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,880	0,998	0,798
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,832	0,998	0,911
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	1,000	0,979	0,990
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,852	0,760	0,314
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,874	0,918	0,522
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,003**	0,001**	0,002**	0,782	0,994	0,902
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,796	0,994	0,911
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,723	0,988	0,884
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,0001**	0,008**	0,025*	0,645	0,918	0,946
		Sol kuvvet	0,034*	0,003**	0,008**	0,623	0,888	0,957
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,600	0,974	0,835
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,004**	0,001**	0,004**	0,670	1,000	0,653
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,699	1,000	0,692
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,586	0,990	0,760
Tukey HSD Test		* $p<0.05$		** $p<0.01$				

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiği, 3. çene kemiği ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-14).

Tablo 4-15: 8. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	8. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemîği	2. Çene Kemîği	3. Çene Kemîği	4. Çene Kemîği	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,47±0,17	3,47±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,31±0,07	3,47±0,05	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	1,74±0,03	3,46±0,04	3,48±0,27	3,75±0,02	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,67±0,03	3,46±0,05	3,59±0,12	3,76±0,03	0,001**
		Sol kuvvet	2,35±0,01	3,46±0,04	3,44±0,06	3,82±0,03	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,05	3,46±0,04	3,44±0,06	3,76±0,03	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,66±0,03	3,46±0,04	3,42±0,07	3,76±0,03	0,001**
		Sol kuvvet	2,34±0,01	3,46±0,05	3,42±0,07	3,76±0,03	0,001**
		Sol çapraz	2,20±0,05	3,46±0,04	3,42±0,07	3,76±0,03	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,67±0,03	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,35±0,01	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,05	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,67±0,03	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,36±0,01	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,05	3,46±0,04	3,38±0,06	3,75±0,02	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-16: 8. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			8. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,538	0,225	0,118
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,100	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,994	0,020*	0,033*
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,059	0,119	0,456
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,830	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,858	0,001**	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,629	0,199	0,149
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,587	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,648	0,001**	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,056	0,216	0,115
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,041*	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,085	0,001**	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,060	0,216	0,115
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,042*	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,085	0,001**	0,001**
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1.

çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift

kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3.

çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). (Tablo 4-16).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-16).

Tablo 4-17: 9. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	9. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,70±0,12	3,57±0,02	3,35±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,34±0,08	3,56±0,02	3,35±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	1,83±0,01	3,56±0,02	3,34±0,05	3,75±0,02	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,79±0,01	3,56±0,02	3,58±0,33	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,50±0,01	3,56±0,02	3,37±0,04	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	2,40±0,01	3,57±0,02	3,37±0,04	3,75±0,02	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,80±0,01	3,56±0,02	3,34±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,50±0,01	3,56±0,02	3,34±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	2,40±0,01	3,57±0,02	3,35±0,05	3,75±0,02	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,79±0,01	3,55±0,02	3,34±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol kuvvet	2,49±0,01	3,55±0,02	3,34±0,05	3,75±0,02	0,001**
		Sol çapraz	2,39±0,01	3,57±0,02	3,35±0,05	3,75±0,02	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,78±0,01	3,55±0,02	3,34±0,05	3,86±0,26	0,001**
		Sol kuvvet	2,48±0,01	3,55±0,02	3,34±0,05	3,86±0,26	0,001**
		Sol çapraz	2,39±0,01	3,56±0,02	3,35±0,05	3,87±0,25	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-18: 9. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			9. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,353	0,439	0,089
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,020*	0,033*
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,994	0,315	0,444
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,364	0,416	0,086
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,367	0,414	0,086
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,104	0,192	0,001**
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,101	0,011*	0,001**
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,083	0,009**	0,001**
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-18).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 2. çene kemiğine ve 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-18).

Tablo 4-19: 10. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	10. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,75±0,62	3,03±0,61	2,41±0,28	2,81±0,79	0,022*
		Sol kuvvet	1,56±0,46	3,02±0,62	2,40±0,29	2,78±0,81	0,006**
		Sol çapraz	1,06±0,58	3,01±0,63	2,40±0,29	2,77±0,83	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,85±0,80	2,98±0,65	2,98±1,12	2,78±0,81	0,001**
		Sol kuvvet	1,70±0,57	2,98±0,65	2,45±0,41	2,87±0,72	0,016*
		Sol çapraz	1,90±0,51	3,00±0,62	2,45±0,40	2,83±0,76	0,044*
Yakın	Bar	Çift kuvvet	1,87±0,78	2,99±0,65	2,37±0,30	2,78±0,82	0,018*
		Sol kuvvet	1,71±0,56	2,99±0,65	2,37±0,30	2,78±0,81	0,021*
		Sol çapraz	1,88±0,51	3,01±0,64	2,38±0,30	2,83±0,76	0,032*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	1,85±0,80	3,01±0,62	2,40±0,29	2,80±0,80	0,011*
		Sol kuvvet	1,59±0,65	3,01±0,62	2,39±0,29	2,79±0,80	0,012*
		Sol çapraz	1,92±0,48	3,03±0,61	2,41±0,29	2,85±0,74	0,028*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	1,83±0,80	3,04±0,60	2,40±0,29	2,77±0,83	0,013*
		Sol kuvvet	1,61±0,62	3,04±0,60	2,40±0,29	2,77±0,83	0,012*
		Sol çapraz	1,92±0,48	3,05±0,59	2,41±0,29	2,87±0,76	0,024*

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-20: 10. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			10. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,020*	0,001**	0,001**	0,008**	0,936	0,737
		Sol kuvvet	0,005**	0,139	0,020*	0,369	0,919	0,731
		Sol çapraz	0,001**	0,015*	0,002**	0,417	0,922	0,777
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	1,000	0,981	0,982
		Sol kuvvet	0,018*	0,245	0,033*	0,506	0,990	0,686
		Sol çapraz	0,043*	0,470	0,102	0,487	0,968	0,752
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,034*	0,001**	0,008**	0,958	0,772
		Sol kuvvet	0,020*	0,349	0,058	0,403	0,949	0,713
		Sol çapraz	0,034*	0,539	0,084	0,355	0,963	0,623
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,019*	0,001**	0,009**	0,954	0,775
		Sol kuvvet	0,011*	0,217	0,036*	0,421	0,939	0,751
		Sol çapraz	0,029*	0,527	0,076	0,327	0,956	0,604
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,050*	0,016*	0,001**	0,006**	0,917	0,814
		Sol kuvvet	0,011*	0,224	0,040*	0,381	0,900	0,773
		Sol çapraz	0,025*	0,517	0,070	0,300	0,950	0,583
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$; $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain

ortalamlarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamlarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamlarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamlarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1.

çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$; $p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-20).

Tablo 4-21: 11. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	11. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,17±0,11	3,96±0,07	4,82±0,11	4,30±0,46	0,001**
		Sol kuvvet	2,09±0,17	3,96±0,07	4,82±0,11	4,29±0,45	0,001**
		Sol çapraz	1,35±0,03	3,96±0,07	4,82±0,11	4,29±0,45	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,15±0,03	3,96±0,07	4,86±0,14	4,26±0,50	0,001**
		Sol kuvvet	2,30±0,04	3,96±0,07	4,82±0,11	4,31±0,51	0,001**
		Sol çapraz	2,13±0,02	3,96±0,07	4,82±0,11	4,26±0,50	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,15±0,03	3,96±0,07	4,82±0,11	4,25±0,51	0,001**
		Sol kuvvet	2,29±0,04	3,96±0,07	4,82±0,11	4,25±0,51	0,001**
		Sol çapraz	2,15±0,02	3,96±0,07	4,82±0,11	4,25±0,50	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,10±0,02	3,96±0,07	4,82±0,11	4,29±0,45	0,001**
		Sol kuvvet	2,27±0,05	3,96±0,07	4,82±0,11	4,29±0,45	0,001**
		Sol çapraz	2,14±0,02	3,96±0,07	4,82±0,11	4,29±0,45	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,17±0,03	3,96±0,07	4,01±0,57	4,28±0,46	0,001**
		Sol kuvvet	2,29±0,04	3,96±0,07	4,01±0,57	4,28±0,46	0,001**
		Sol çapraz	2,14±0,02	3,96±0,07	4,01±0,57	4,40±0,30	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-22: 11. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			11. Bölge					
İmplantlar	Tutucu	Strain	1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki			Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,167	0,020*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,202	0,018*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,163	0,012*
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,321	0,012*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,193	0,036*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,308	0,018*
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,318	0,017*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,318	0,017*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,316	0,017*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,160	0,012*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,163	0,012*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,160	0,012*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,996	0,535	0,664
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,996	0,535	0,665
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,995	0,190	0,278

Tukey HSD Test

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-22).

Tablo 4-23: 12. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	12. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,95±0,33	4,56±0,50	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,48±0,12	4,55±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol çapraz	0,83±0,20	4,56±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,76±0,25	4,55±0,51	5,12±0,59	4,28±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,71±0,03	4,55±0,51	4,96±0,38	4,28±0,40	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,12	4,55±0,51	4,96±0,38	4,28±0,40	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	1,66±0,28	4,55±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,74±0,03	4,55±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol çapraz	2,19±0,14	4,56±0,51	4,96±0,37	4,28±0,40	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	1,69±0,05	4,55±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,75±0,05	4,55±0,51	4,96±0,37	4,27±0,40	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,11	4,55±0,51	4,96±0,37	4,28±0,40	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	1,46±0,08	4,55±0,51	4,79±0,65	4,27±0,40	0,001**
		Sol kuvvet	1,75±0,04	4,56±0,51	4,79±0,65	4,27±0,40	0,001**
		Sol çapraz	2,21±0,11	4,56±0,51	4,79±0,65	4,28±0,40	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-24: 12. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			12. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,426	0,698	0,003**
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,358	0,653	0,050*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,377	0,668	0,056
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,015*	0,772	0,043*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,342	0,659	0,047*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,356	0,660	0,050*
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,401	0,696	0,004**
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,347	0,651	0,047*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,364	0,659	0,050*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,348	0,651	0,047*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,349	0,650	0,047*
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,360	0,653	0,050*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,848	0,773	0,027*
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,847	0,771	0,319
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,852	0,781	0,332
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen

strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-24).

Tablo 4-25: 13. Bölgede Çene Kemiklerine Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	13. Bölge				<i>p</i>
			1. Çene Kemigi	2. Çene Kemigi	3. Çene Kemigi	4. Çene Kemigi	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,58±0,03	2,88±0,05	2,33±0,08	2,41±0,29	0,001**
		Sol kuvvet	1,34±0,21	2,87±0,05	2,30±0,08	2,40±0,29	0,001**
		Sol çapraz	0,78±0,28	2,88±0,05	2,27±0,09	2,40±0,30	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,45±0,10	2,87±0,05	2,74±0,25	2,40±0,32	0,001**
		Sol kuvvet	1,85±0,04	2,87±0,05	2,59±0,10	2,50±0,26	0,001**
		Sol çapraz	2,16±0,05	2,88±0,05	2,58±0,10	2,40±0,31	0,001**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	1,74±0,08	2,87±0,05	2,36±0,06	2,39±0,32	0,001**
		Sol kuvvet	1,91±0,06	2,87±0,05	2,37±0,06	2,39±0,32	0,001**
		Sol çapraz	2,12±0,07	2,88±0,05	2,38±0,05	2,40±0,31	0,001**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,97±0,13	2,85±0,05	2,34±0,06	2,52±0,20	0,001**
		Sol kuvvet	1,76±0,01	2,85±0,05	2,30±0,07	2,52±0,20	0,001**
		Sol çapraz	2,10±0,06	2,86±0,05	2,29±0,08	2,52±0,21	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	1,36±0,05	2,83±0,06	2,25±0,10	2,41±0,29	0,001**
		Sol kuvvet	1,64±0,03	2,83±0,06	2,26±0,09	2,41±0,29	0,001**
		Sol çapraz	2,09±0,06	2,83±0,06	2,30±0,08	2,57±0,29	0,001**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-26: 13. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

			13. Bölge					
İmplantlar			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
Arasındaki	Tutucu	Strain	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene	Çene
Mesafe			Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği	Kemiği
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,853
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,006**	0,808
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**	0,013*	0,754
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,751	0,014*	0,095
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,032*	0,004**	0,760
		Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,058	0,002**	0,400
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**	0,984
		Sol kuvvet	0,001**	0,003**	0,002**	0,001**	0,002**	0,997
		Sol çapraz	0,001**	0,113	0,077	0,001**	0,002**	0,996
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,161	0,170
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,002**	0,031*
		Sol çapraz	0,001**	0,087	0,001**	0,001**	0,002**	0,039*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,076	0,396
		Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,003**	0,400
		Sol çapraz	0,001**	0,198	0,001**	0,001**	0,076	0,066
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 1. çene

kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-26).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene

kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 1. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). 2. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. çene kemiğine, 3. çene kemiğine ve 4. çene kemiğine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-26).

Tablo 4-27: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Normal Çene Kemiği				<i>p</i>
			1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	1,87±0,18	2,75±0,55	2,48±0,78	1,69±0,14	0,001**
		Sol kuvvet	1,27±0,26	2,62±0,54	2,03±0,79	1,40±0,17	0,001**
		Sol çapraz	1,14±0,23	2,24±0,54	1,89±0,76	1,04±0,15	0,001**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,39±0,28	3,49±0,56	3,24±0,31	3,03±0,33	0,300
		Sol kuvvet	3,06±0,37	2,99±0,40	2,79±0,30	2,85±0,26	0,575
		Sol çapraz	2,75±0,09	3,34±0,32	2,69±0,34	2,94±0,22	0,005**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,31±0,43	3,18±0,46	3,11±0,24	3,07±0,22	0,743
		Sol kuvvet	3,05±0,45	3,12±0,24	2,59±0,26	2,89±0,22	0,068
		Sol çapraz	2,68±0,44	3,03±0,16	2,53±0,23	2,74±0,18	0,068
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,89±0,65	3,16±0,62	3,10±0,35	3,37±0,30	0,539
		Sol kuvvet	2,57±0,55	2,85±0,46	2,74±0,27	2,93±0,28	0,561
		Sol çapraz	2,44±0,49	3,06±0,29	2,56±0,12	2,72±0,18	0,027*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,80±0,46	3,57±0,13	2,60±0,24	3,01±0,18	0,001**
		Sol kuvvet	2,45±0,39	3,05±0,17	2,32±0,19	2,84±0,13	0,001**
		Sol çapraz	2,67±0,66	3,17±0,40	2,72±0,15	2,70±0,10	0,193

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-28: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

İmplantlar Arasındaki Mesafe			Normal Çene Kemiği					
			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
			Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,002**	0,046*	0,849	0,604	0,001**	0,006**
		Sol kuvvet	0,001**	0,009**	0,936	0,063	0,001**	0,038*
		Sol çapraz	0,001**	0,008**	0,961	0,396	0,001**	0,002**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,980	0,924	0,471	0,748	0,280	0,824
		Sol kuvvet	0,989	0,599	0,757	0,779	0,903	0,993
		Sol çapraz	0,013*	0,982	0,687	0,006**	0,109	0,470
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,946	0,821	0,730	0,988	0,960	0,998
		Sol kuvvet	0,980	0,132	0,866	0,066	0,662	0,428
		Sol çapraz	0,230	0,817	0,984	0,049*	0,387	0,615
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,838	0,916	0,468	0,998	0,912	0,834
		Sol kuvvet	0,711	0,904	0,530	0,978	0,990	0,895
		Sol çapraz	0,024*	0,919	0,473	0,080	0,324	0,834
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,003**	0,698	0,640	0,001**	0,032*	0,143
		Sol kuvvet	0,006**	0,816	0,089	0,001**	0,546	0,016*
		Sol çapraz	0,232	0,996	0,999	0,321	0,285	1,000
Tukey HSD Test			* $p<0.05$			** $p<0.01$		

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 3. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye, 3. bölgeye ve 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). 4. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-28).

Tablo 4-29: Çene kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Öne Eğimli Çene kemiği				p
			1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,70±0,67	3,68±0,42	4,36±0,21	3,92±0,47	0,009**
		Sol kuvvet	3,70±0,68	3,60±0,50	4,36±0,21	3,92±0,47	0,007**
		Sol çapraz	3,70±0,68	3,59±0,51	4,36±0,21	3,92±0,47	0,008**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,59±0,47	3,61±0,12	4,10±0,22	3,46±0,75	0,017*
		Sol kuvvet	3,59±0,47	3,62±0,12	4,11±0,22	3,47±0,74	0,172
		Sol çapraz	3,60±0,47	3,63±0,11	4,11±0,22	3,50±0,69	0,161
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,57±0,50	3,73±0,13	4,08±0,25	3,60±0,38	0,127
		Sol kuvvet	3,57±0,50	3,73±0,13	4,08±0,25	3,60±0,38	0,126
		Sol çapraz	3,58±0,49	3,74±0,13	4,08±0,25	3,61±0,38	0,129
Uzak	Ball	Çift kuvvet	4,15±0,74	3,77±0,17	4,52±0,18	4,19±0,32	0,008**
		Sol kuvvet	4,15±0,74	3,77±0,17	4,52±0,18	4,19±0,32	0,081
		Sol çapraz	4,15±0,74	3,77±0,17	4,52±0,18	4,19±0,32	0,084
Uzak	Bar	Çift kuvvet	4,18±0,34	3,76±0,25	4,49±0,18	4,33±0,15	0,002**
		Sol kuvvet	4,18±0,34	3,76±0,25	4,49±0,18	4,33±0,15	0,002**
		Sol çapraz	4,18±0,34	3,76±0,25	4,49±0,18	4,33±0,15	0,002**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-30: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

İmplantlar Arasındaki Mesafe			Öne Eğimli Çene Kemigi					
			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
			Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	1,000	0,017*	0,732	0,014*	0,677	0,018*
		Sol kuvvet	0,971	0,024*	0,753	0,008**	0,487	0,207
		Sol çapraz	0,962	0,027*	0,754	0,008**	0,461	0,222
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,000	0,326	0,970	0,363	0,953	0,016*
		Sol kuvvet	1,000	0,321	0,972	0,359	0,954	0,163
		Sol çapraz	1,000	0,286	0,983	0,335	0,964	0,161
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,884	0,141	0,999	0,425	0,935	0,179
		Sol kuvvet	0,890	0,142	0,999	0,419	0,936	0,177
		Sol çapraz	0,876	0,142	0,999	0,437	0,931	0,183
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,491	0,527	0,999	0,005**	0,420	0,603
		Sol kuvvet	0,489	0,527	0,999	0,053	0,420	0,601
		Sol çapraz	0,500	0,527	0,999	0,055	0,419	0,613
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,068	0,227	0,780	0,001**	0,009**	0,720
		Sol kuvvet	0,069	0,227	0,778	0,001**	0,009**	0,722
		Sol çapraz	0,073	0,222	0,761	0,001**	0,009**	0,732
Tukey HSD Test			* <i>p</i> <0.05		** <i>p</i> <0.01			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye, 2. bölgeye ve 4. Bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 2. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 39). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-30).

Tablo 4-31: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Arkaya Eğimli Çene Kemiği				<i>p</i>
			1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,15±0,52	2,89±0,52	3,34±0,37	2,55±0,56	0,004**
		Sol kuvvet	3,13±0,55	2,83±0,37	3,27±0,38	2,52±0,60	0,007**
		Sol çapraz	3,12±0,55	2,69±0,32	3,26±0,39	2,50±0,60	0,003**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	4,10±0,25	4,03±0,48	4,51±0,30	3,87±0,18	0,037*
		Sol kuvvet	3,65±0,47	3,57±0,46	4,08±0,40	3,36±0,45	0,119
		Sol çapraz	3,64±0,48	3,75±0,38	4,08±0,41	3,45±0,33	0,139
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,38±0,34	3,29±0,45	3,31±0,21	3,06±0,34	0,531
		Sol kuvvet	3,23±0,38	3,20±0,33	3,19±0,23	2,99±0,27	0,636
		Sol çapraz	3,00±0,50	3,04±0,15	3,12±0,23	2,79±0,22	0,414
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,48±0,36	3,28±0,21	3,60±0,45	3,51±0,19	0,487
		Sol kuvvet	3,48±0,33	3,11±0,08	3,51±0,50	3,34±0,17	0,226
		Sol çapraz	3,42±0,40	3,13±0,17	3,42±0,55	3,16±0,22	0,446
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,55±0,28	3,14±0,74	3,41±0,48	3,37±0,27	0,613
		Sol kuvvet	3,53±0,28	2,93±0,48	3,40±0,48	3,33±0,32	0,145
		Sol çapraz	3,55±0,27	3,06±0,27	3,39±0,49	3,25±0,16	0,132

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$

** $p < 0.01$

Tablo 4-32: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

İmplantlar Arasındaki Mesafe			Arkaya Eğimli Çene Kemiği					
			1.-2.	1.-3.	1.-4.	2.-3.	2.-4.	3.-4.
			Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge	Bölge
			p	p	p	p	p	p
İmplant Yok		Çift kuvvet	0,607	0,799	0,033*	0,017*	0,377	0,003**
		Sol kuvvet	0,532	0,910	0,040*	0,198	0,491	0,008**
		Sol çapraz	0,192	0,929	0,032*	0,055	0,834	0,007**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,984	0,229	0,668	0,127	0,857	0,029*
		Sol kuvvet	0,994	0,440	0,751	0,311	0,878	0,091
		Sol çapraz	0,968	0,340	0,893	0,587	0,660	0,109
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,981	0,989	0,505	1,000	0,727	0,689
		Sol kuvvet	0,999	0,998	0,658	1,000	0,727	0,751
		Sol çapraz	0,997	0,931	0,713	0,977	0,600	0,373
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,753	0,948	0,999	0,440	0,680	0,976
		Sol kuvvet	0,292	0,999	0,893	0,245	0,675	0,843
		Sol çapraz	0,617	1,000	0,684	0,608	0,999	0,676
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,552	0,967	0,931	0,815	0,879	0,999
		Sol kuvvet	0,125	0,950	0,856	0,295	0,423	0,993
		Sol çapraz	0,107	0,858	0,472	0,374	0,766	0,900
Tukey HSD Test			* $p<0.05$		** $p<0.01$			

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 4. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 3. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-32).

Tablo 4-33: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Tam Rezorbe Çene Kemîği				p
			1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,37±0,30	3,36±0,45	3,43±0,31	3,14±0,63	0,482
		Sol kuvvet	3,37±0,30	3,34±0,46	3,40±0,35	3,13±0,65	0,565
		Sol çapraz	3,37±0,30	3,25±0,45	3,38±0,37	3,12±0,68	0,577
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,28±0,28	2,53±0,61	2,91±0,30	3,41±0,13	0,008**
		Sol kuvvet	3,33±0,27	2,85±0,39	3,04±0,27	3,42±0,13	0,023*
		Sol çapraz	3,29±0,28	2,70±0,45	2,92±0,30	3,41±0,13	0,008**
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,30±0,30	2,79±0,60	2,95±0,26	3,45±0,19	0,044*
		Sol kuvvet	3,30±0,30	2,72±0,73	2,95±0,26	3,45±0,19	0,058
		Sol çapraz	3,31±0,29	2,91±0,42	2,97±0,25	3,46±0,19	0,029*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,61±0,49	3,31±0,26	3,65±1,00	3,38±0,35	0,323
		Sol kuvvet	3,61±0,49	3,31±0,26	3,65±0,09	3,38±0,35	0,320
		Sol çapraz	3,60±0,49	3,31±0,27	3,64±0,11	3,33±0,39	0,321
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,36±0,47	2,69±0,70	3,33±0,27	2,91±0,50	0,014*
		Sol kuvvet	3,36±0,46	2,72±0,63	3,34±0,27	2,92±0,50	0,145
		Sol çapraz	3,53±0,30	2,88±0,44	3,44±0,27	3,22±0,33	0,038*

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-34: Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Tam Rezorbe Çene Kemiği					
			1.-2. Bölge	1.-3. Bölge	1.-4. Bölge	2.-3. Bölge	2.-4. Bölge	3.-4. Bölge
			P	P	P	P	P	P
İmplant Yok		Çift kuvvet	1,000	0,991	0,641	0,983	0,688	0,463
		Sol kuvvet	0,998	0,999	0,652	0,998	0,990	0,758
		Sol çapraz	0,942	1,000	0,641	0,927	0,925	0,609
Yakın	Ball	Çift kuvvet	0,028*	0,425	0,954	0,406	0,011*	0,201
		Sol kuvvet	0,076	0,417	0,953	0,720	0,028*	0,195
		Sol çapraz	0,037*	0,285	0,924	0,661	0,011*	0,103
Yakın	Bar	Çift kuvvet	0,177	0,474	0,908	0,901	0,050*	0,182
		Sol kuvvet	0,177	0,581	0,937	0,822	0,063	0,278
		Sol çapraz	0,197	0,320	0,855	0,989	0,047*	0,086
Uzak	Ball	Çift kuvvet	0,514	0,997	0,706	0,400	0,988	0,584
		Sol kuvvet	0,506	0,997	0,715	0,392	0,984	0,592
		Sol çapraz	0,572	0,997	0,612	0,462	1,000	0,500
Uzak	Bar	Çift kuvvet	0,012*	1,000	0,533	0,016*	0,897	0,575
		Sol kuvvet	0,209	1,000	0,507	0,235	0,917	0,551
		Sol çapraz	0,038*	0,975	0,502	0,085	0,422	0,747

Tukey HSD Test

* $p < 0.05$

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 4. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere so çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 4. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye ve 3.

bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). 2. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 1. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer bölgelere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-34).

Tablo 4-35: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Normal Çene Kemiği		<i>p</i>
			5. Bölge	6. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,75±0,37	2,84±0,38	0,623
		Sol kuvvet	2,39±0,44	2,43±0,36	0,810
		Sol çapraz	2,20±0,24	2,57±0,36	0,017*
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,11±0,19	2,86±0,16	0,006**
		Sol kuvvet	2,74±0,27	2,55±0,16	0,063
		Sol çapraz	2,50±0,14	2,25±0,22	0,009**
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,82±0,37	2,81±0,25	0,932
		Sol kuvvet	2,44±0,39	2,48±0,25	0,786
		Sol çapraz	2,06±0,24	2,34±0,25	0,018*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,58±0,27	2,94±0,17	0,117
		Sol kuvvet	2,16±0,27	2,55±0,11	0,001**
		Sol çapraz	2,09±0,34	2,35±0,28	0,083

Student *t* Test uygulandı** $p < 0.01$

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerinde 6. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo: 4-35).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerinde 6. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerinde 6. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). (Tablo: 4-35).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerinde 6. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo: 4-35).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerinde 6. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo: 4-35).

Tablo 4-36: Öne Eğimli Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Öne Eğimli Çene Kemiği		<i>p</i>
			5. Bölge	6. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,36±0,74	3,40±0,55	0,904
		Sol kuvvet	3,36±0,74	3,40±0,54	0,903
		Sol çapraz	3,37±0,73	3,41±0,54	0,883
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,44±0,47	3,56±0,59	0,628
		Sol kuvvet	3,44±0,47	3,56±0,59	0,637
		Sol çapraz	3,45±0,47	3,57±0,58	0,624
Uzak	Ball	Çift kuvvet	5,17±0,53	3,53±0,95	0,001**
		Sol kuvvet	5,17±0,53	3,52±0,96	0,001**
		Sol çapraz	5,17±0,53	3,56±0,91	0,001**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	4,88±0,72	4,54±0,58	0,269
		Sol kuvvet	4,88±0,72	4,54±0,58	0,269
		Sol çapraz	4,88±0,72	4,54±0,58	0,269

Student t Test uygulandı

** $p < 0.01$

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-36).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-36).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerinde 5. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 6. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Öne eğimli çene kemiklerinde 5. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 6. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Öne eğimli çene kemiklerinde 6. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 5. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-36).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-36).

Tablo 4-37: Arkaya Eğimli Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Arkaya Eğimli Çene Kemîği		<i>p</i>
			5. Bölge	6. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	4,44±0,37	4,13±0,43	0,098
		Sol kuvvet	4,36±0,38	4,04±0,46	0,117
		Sol çapraz	4,36±0,38	4,05±0,46	0,124
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,28±0,23	3,19±0,25	0,414
		Sol kuvvet	3,01±0,47	3,05±0,31	0,810
		Sol çapraz	2,84±0,21	2,98±0,41	0,363
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,19±0,51	3,10±0,28	0,617
		Sol kuvvet	3,16±0,42	2,97±0,27	0,253
		Sol çapraz	2,95±0,52	2,83±0,39	0,569
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,99±0,26	3,27±0,14	0,230
		Sol kuvvet	2,87±0,28	3,07±0,22	0,091
		Sol çapraz	2,76±0,34	2,97±0,28	0,164

Student *t* Test uygulandı** $p < 0.01$

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-37).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-37).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-37).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-37).

Tablo 4-38: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar Arasındaki Mesafe	Tutucu	Strain	Tam Rezorbe Çene Kemiği		<i>p</i>
			5. Bölge	6. Bölge	
			Ort±SS	Ort±SS	
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,83±0,83	2,57±0,73	0,458
		Sol kuvvet	2,86±0,79	2,58±0,71	0,423
		Sol çapraz	2,87±0,78	2,70±0,59	0,599
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,90±0,48	2,93±0,58	0,878
		Sol kuvvet	2,90±0,48	2,92±0,58	0,917
		Sol çapraz	2,92±0,46	2,97±0,56	0,855
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,49±0,46	2,85±0,64	0,019*
		Sol kuvvet	3,49±0,46	2,84±0,65	0,018*
		Sol çapraz	3,49±0,46	2,91±0,61	0,025*
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,33±0,69	3,75±0,59	0,166
		Sol kuvvet	3,34±0,69	3,75±0,59	0,170
		Sol çapraz	3,38±0,65	3,76±0,59	0,200

Student *t* Test uygulandı* $p < 0.01$

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-38).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-38).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerinde 5. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 6. bölgeden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerinde 5. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 6. bölgeden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerinde 5. bölgeye sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 6. bölgeden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-38).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-38).

Tablo 4-39: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Normal Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	7. Bölge	10. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,02±0,72	1,75±0,62	0,549
		Sol kuvvet	1,32±0,34	1,56±0,46	0,383
		Sol çapraz	1,16±0,64	1,06±0,58	0,804
Yakın	Ball	Çift kuvvet	1,78±0,35	1,85±0,80	0,849
		Sol kuvvet	1,52±0,34	1,70±0,57	0,555
		Sol çapraz	1,41±0,20	1,90±0,51	0,102
Yakın	Bar	Çift kuvvet	1,77±0,33	1,87±0,78	0,805
		Sol kuvvet	1,53±0,32	1,71±0,56	0,570
		Sol çapraz	1,42±0,21	1,88±0,51	0,121
Uzak	Ball	Çift kuvvet	1,81±0,43	1,85±0,80	0,940
		Sol kuvvet	1,56±0,46	1,59±0,65	0,925
		Sol çapraz	1,41±0,22	1,92±0,48	0,075
Uzak	Bar	Çift kuvvet	1,84±0,39	1,83±0,80	0,975
		Sol kuvvet	1,52±0,46	1,61±0,62	0,794
		Sol çapraz	1,46±0,14	1,92±0,48	0,101

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-39).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-39).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-39).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-39).

Tablo 4-40: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Öne Eğimli Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	7. Bölge	10. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,85±0,38	3,03±0,61	0,595
		Sol kuvvet	2,82±0,40	3,02±0,62	0,580
		Sol çapraz	2,73±0,52	3,01±0,63	0,470
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,91±0,18	2,98±0,65	0,819
		Sol kuvvet	2,91±0,18	2,99±0,65	0,814
		Sol çapraz	2,92±0,18	3,00±0,64	0,782
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,91±0,17	2,99±0,65	0,813
		Sol kuvvet	2,91±0,17	2,99±0,65	0,808
		Sol çapraz	2,92±0,17	3,01±0,64	0,776
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,61±0,78	3,01±0,62	0,399
		Sol kuvvet	2,58±0,86	3,01±0,62	0,384
		Sol çapraz	2,69±0,61	3,03±0,61	0,407
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,80±0,43	3,04±0,60	0,500
		Sol kuvvet	2,80±0,44	3,04±0,60	0,491
		Sol çapraz	2,82±0,39	3,06±0,59	0,488

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-40).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-40).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-40).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-40).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-40).

Tablo 4-41: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Arkaya Eğimli Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	7. Bölge	10. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,03±0,08	2,41±0,28	0,002**
		Sol kuvvet	2,98±0,01	2,40±0,29	0,002**
		Sol çapraz	2,98±0,02	2,40±0,29	0,002**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,93±0,32	2,98±1,12	0,919
		Sol kuvvet	2,79±0,16	2,45±0,41	0,122
		Sol çapraz	2,82±0,14	2,46±0,40	0,117
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,16±0,69	2,37±0,30	0,048*
		Sol kuvvet	3,15±0,70	2,37±0,30	0,050*
		Sol çapraz	3,18±0,68	2,38±0,30	0,045*
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,98±0,01	2,40±0,29	0,002**
		Sol kuvvet	2,98±0,01	2,40±0,29	0,002**
		Sol çapraz	2,99±0,01	2,41±0,29	0,002**
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,07±0,19	2,40±0,29	0,003**
		Sol kuvvet	3,07±0,19	2,40±0,29	0,003**
		Sol çapraz	3,08±0,17	2,41±0,28	0,002**

Student t Test uygulandı

** $p < 0.05$*

*** $p < 0.01$*

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol çaprazkuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-41).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-41).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol çaprazkuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-41).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol çaprazkuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-41).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerinde, 7. bölgeye sol çaprazkuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 10. bölgeden ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-41).

Tablo 4-42: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Tam Rezorbe Çene Kemigi			
Arasındaki	Tutucu	Strain	7. Bölge	10. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,82±0,42	2,81±0,79	0,975
		Sol kuvvet	2,79±0,41	2,78±0,81	0,994
		Sol çapraz	2,79±0,41	2,77±0,83	0,961
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,98±0,27	2,78±0,81	0,621
		Sol kuvvet	3,06±0,24	2,87±0,72	0,602
		Sol çapraz	2,99±0,26	2,83±0,76	0,667
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,98±0,27	2,78±0,82	0,618
		Sol kuvvet	2,98±0,27	2,78±0,81	0,626
		Sol çapraz	3,00±0,26	2,83±0,76	0,665
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,81±0,39	2,80±0,80	0,972
		Sol kuvvet	2,82±0,38	2,79±0,81	0,951
		Sol çapraz	2,79±0,40	2,85±0,74	0,880
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,80±0,39	2,77±0,83	0,944
		Sol kuvvet	2,80±0,39	2,77±0,82	0,953
		Sol çapraz	2,88±0,42	2,87±0,76	0,968

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-42).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-42).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-42).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-42).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-42).

Tablo 4-43: Çene kemiği normal olanlarda bölgelere göre strain değerlendirilmesi

İmplantlar		Normal Çene Kemliği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	8. Bölge	9. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,47±0,17	2,70±0,12	0,329
		Sol kuvvet	2,31±0,07	2,34±0,08	0,628
		Sol çapraz	1,74±0,03	1,83±0,01	0,656
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,67±0,03	2,79±0,01	0,589
		Sol kuvvet	2,35±0,01	2,50±0,01	0,489
		Sol çapraz	2,21±0,05	2,40±0,01	0,354
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,66±0,03	2,79±0,01	0,572
		Sol kuvvet	2,34±0,01	2,50±0,01	0,462
		Sol çapraz	2,20±0,05	2,40±0,01	0,347
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,67±0,03	2,79±0,01	0,606
		Sol kuvvet	2,35±0,01	2,49±0,01	0,514
		Sol çapraz	2,21±0,05	2,39±0,01	0,366
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,67±0,03	2,78±0,01	0,639
		Sol kuvvet	2,35±0,01	2,48±0,01	0,557
		Sol çapraz	2,21±0,05	2,39±0,01	0,370
Student t Test uygulandı		* <i>p</i> <0.05	** <i>p</i> <0.01		

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-43).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-43).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).
(Tablo 4-43).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-43).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-43).

Tablo 4-44: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Öne Eğimli Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	8. Bölge	9. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,47±0,04	3,57±0,02	0,669
		Sol kuvvet	3,47±0,04	3,56±0,02	0,657
		Sol çapraz	3,46±0,04	3,56±0,02	0,618
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,46±0,05	3,56±0,02	0,680
		Sol kuvvet	3,46±0,04	3,56±0,02	0,642
		Sol çapraz	3,46±0,04	3,57±0,02	0,610
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,46±0,05	3,56±0,02	0,679
		Sol kuvvet	3,46±0,05	3,56±0,02	0,643
		Sol çapraz	3,46±0,04	3,57±0,02	0,611
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,46±0,04	3,56±0,02	0,680
		Sol kuvvet	3,46±0,04	3,55±0,02	0,644
		Sol çapraz	3,46±0,04	3,57±0,02	0,611
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,46±0,04	3,55±0,02	0,683
		Sol kuvvet	3,46±0,04	3,55±0,02	0,648
		Sol çapraz	3,46±0,04	3,56±0,02	0,616

Student t Test uygulandı

** $p < 0.01$

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-44).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-44).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-44).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-44).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-44).

Tablo 4-45: Çene kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Arkaya Eğimli Çene kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	8. Bölge	9. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,38±0,06	3,35±0,05	0,368
		Sol kuvvet	3,38±0,06	3,35±0,05	0,448
		Sol çapraz	3,48±0,27	3,34±0,05	0,297
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,59±0,12	3,58±0,33	0,991
		Sol kuvvet	3,44±0,06	3,37±0,04	0,084
		Sol çapraz	3,44±0,06	3,37±0,04	0,102
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,42±0,07	3,34±0,05	0,083
		Sol kuvvet	3,42±0,07	3,34±0,05	0,085
		Sol çapraz	3,42±0,07	3,35±0,05	0,110
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,38±0,06	3,34±0,05	0,377
		Sol kuvvet	3,38±0,06	3,34±0,05	0,387
		Sol çapraz	3,38±0,06	3,35±0,05	0,479
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,38±0,06	3,34±0,05	0,390
		Sol kuvvet	3,38±0,06	3,34±0,05	0,386
		Sol çapraz	3,38±0,06	3,35±0,05	0,478

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-45).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-45).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-45).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-45).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-45).

Tablo 4-46: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Tam Rezorbe Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	8. Bölge	9. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,75±0,02	3,75±0,02	0,872
		Sol kuvvet	3,75±0,02	3,75±0,02	0,987
		Sol çapraz	3,75±0,02	3,75±0,02	0,905
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,76±0,03	3,75±0,02	0,443
		Sol kuvvet	3,82±0,03	3,75±0,02	0,004**
		Sol çapraz	3,76±0,03	3,75±0,02	0,544
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,76±0,03	3,75±0,02	0,445
		Sol kuvvet	3,76±0,03	3,75±0,02	0,466
		Sol çapraz	3,76±0,03	3,75±0,02	0,544
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,75±0,02	3,75±0,02	0,909
		Sol kuvvet	3,75±0,02	3,75±0,02	0,874
		Sol çapraz	3,75±0,02	3,75±0,02	0,908
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,75±0,02	3,86±0,26	0,397
		Sol kuvvet	3,75±0,02	3,86±0,26	0,395
		Sol çapraz	3,75±0,02	3,87±0,25	0,363

Student t Test uygulandı

****** $p < 0.01$

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-46).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerinde 8. bölgeye sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 9. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-46).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-46).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-46).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-46).

Tablo 4-47: Çene Kemiği Normal Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Normal Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	11. Bölge	12. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	2,17±0,11	1,95±0,33	0,227
		Sol kuvvet	2,09±0,17	1,48±0,12	0,001**
		Sol çapraz	1,35±0,03	0,83±0,20	0,004**
Yakın	Ball	Çift kuvvet	2,15±0,03	1,76±0,25	0,094
		Sol kuvvet	2,30±0,04	1,71±0,03	0,001**
		Sol çapraz	2,13±0,02	2,21±0,12	0,191
Yakın	Bar	Çift kuvvet	2,15±0,03	1,66±0,28	0,005**
		Sol kuvvet	2,29±0,04	1,74±0,03	0,001**
		Sol çapraz	2,15±0,02	2,19±0,14	0,524
Uzak	Ball	Çift kuvvet	2,10±0,02	1,68±0,05	0,074
		Sol kuvvet	2,27±0,05	1,75±0,05	0,001**
		Sol çapraz	2,14±0,02	2,21±0,11	0,264
Uzak	Bar	Çift kuvvet	2,17±0,03	1,46±0,08	0,001**
		Sol kuvvet	2,29±0,04	1,75±0,04	0,001**
		Sol çapraz	2,14±0,02	2,21±0,11	0,265

Student t Test uygulandı

** $p < 0.01$

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-47).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-47).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine 11. bölgede çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-47).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-47).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Normal çene kemiklerine 11. bölgede çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine 11. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 12. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Normal çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-47).

Tablo 4-48: Çene kemiği Öne Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Öne Eğimli Çene kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	11. Bölge	12. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	3,96±0,07	4,56±0,51	<i>0,057</i>
		Sol kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol çapraz	3,96±0,07	4,56±0,51	<i>0,058</i>
Yakın	Ball	Çift kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol çapraz	3,96±0,07	4,56±0,51	<i>0,058</i>
Yakın	Bar	Çift kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol çapraz	3,96±0,07	456±0,51	<i>0,058</i>
Uzak	Ball	Çift kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,059</i>
		Sol çapraz	3,96±0,07	4,56±0,51	<i>0,058</i>
Uzak	Bar	Çift kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,060</i>
		Sol kuvvet	3,96±0,07	4,55±0,51	<i>0,060</i>
		Sol çapraz	3,96±0,07	4,56±0,51	<i>0,060</i>

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-48).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-48).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-48).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-48).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Öne eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Öne eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-48).

Tablo 4-49: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Arkaya Eğimli Çene Kemiği			
Arasındaki	Tutucu	Strain	11. Bölge	12. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
		Sol kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
		Sol çapraz	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
Yakın	Ball	Çift kuvvet	4,86±0,14	5,12±0,59	0,379
		Sol kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,38	0,446
		Sol çapraz	4,82±0,11	4,96±0,38	0,447
Yakın	Bar	Çift kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,463
		Sol kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,463
		Sol çapraz	4,82±0,11	4,96±0,37	0,464
Uzak	Ball	Çift kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
		Sol kuvvet	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
		Sol çapraz	4,82±0,11	4,96±0,37	0,475
Uzak	Bar	Çift kuvvet	4,01±0,57	4,79±0,65	0,001**
		Sol kuvvet	4,01±0,57	4,79±0,65	0,001**
		Sol çapraz	4,01±0,57	4,79±0,65	0,001**

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-49).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-49).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-49).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-49).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Arkaya eğimli çene kemiklerine 12. bölgede çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 11. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine 12. bölgede sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 11. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Arkaya eğimli çene kemiklerine 12. bölgede sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, 11. bölgeden istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$). (Tablo 4-49).

Tablo 4-50: Tam Rezorbe Çene Kemiklerinde Bölgelere Göre Strain Değerlendirilmesi

İmplantlar		Tam Rezorbe Çene Kemigi			
Arasındaki	Tutucu	Strain	11. Bölge	12. Bölge	<i>p</i>
Mesafe			Ort±SS	Ort±SS	
Yok	Yok	Çift kuvvet	4,30±0,46	4,27±0,40	0,917
		Sol kuvvet	4,29±0,45	4,27±0,40	0,956
		Sol çapraz	4,29±0,45	4,27±0,40	0,955
Yakın	Ball	Çift kuvvet	4,26±0,50	4,27±0,40	0,947
		Sol kuvvet	4,31±0,51	4,28±0,40	0,914
		Sol çapraz	4,26±0,50	4,28±0,40	0,947
Yakın	Bar	Çift kuvvet	4,25±0,51	4,27±0,40	0,944
		Sol kuvvet	4,25±0,51	4,27±0,40	0,944
		Sol çapraz	4,25±0,51	4,28±0,40	0,944
Uzak	Ball	Çift kuvvet	4,29±0,45	4,27±0,40	0,959
		Sol kuvvet	4,29±0,45	4,27±0,40	0,959
		Sol çapraz	4,29±0,45	4,28±0,40	0,960
Uzak	Bar	Çift kuvvet	4,28±0,46	4,27±0,40	0,978
		Sol kuvvet	4,28±0,46	4,27±0,40	0,978
		Sol çapraz	4,40±0,30	4,28±0,40	0,613

Student t Test uygulandı

İmplant Uygulanmayan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-50).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-50).

İmplant Mesafesi Yakın Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-50).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Ball Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-50).

İmplant Mesafesi Uzak Olan ve Bar Tutucu Uygulanan dişlerde;

Tam rezorbe çene kemiklerine çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tam rezorbe çene kemiklerine sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-50).

Tablo 4-51: 1. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemiği	Strain	1. Bölge					<i>p</i>
		Yok	Yakın- Ball	Yakın- Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	1,87±0,18	3,39±0,28	3,31±0,43	2,89±0,65	2,80±0,46	0,001**
	Sol kuvvet	1,27±0,26	3,06±0,37	3,05±0,45	2,57±0,55	2,45±0,39	0,001**
	Sol çapraz	1,14±0,23	2,75±0,09	2,68±0,44	2,44±0,49	2,67±0,66	0,001**
Öne Eğimli	Çift kuvvet	3,70±0,67	3,59±0,47	3,57±0,50	4,15±0,74	4,18±0,34	0,272
	Sol kuvvet	3,70±0,68	3,59±0,47	3,57±,50	4,15±0,74	4,18±0,34	0,274
	Sol çapraz	3,70±0,68	3,60±0,47	3,58±0,49	4,15±0,74	4,18±0,34	0,278
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	3,15±0,52	4,10±0,25	3,38±0,34	3,49±0,36	3,55±0,28	0,005**
	Sol kuvvet	3,13±0,55	3,65±0,47	3,23±0,38	3,48±0,33	3,53±0,28	0,207
	Sol çapraz	3,12±0,55	3,63±0,48	3,00±0,50	3,42±0,40	3,56±0,26	0,141
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	3,37±0,30	3,28±0,28	3,30±0,30	3,61±0,49	3,36±0,47	0,639
	Sol kuvvet	3,37±0,30	3,33±0,27	3,30±0,30	3,61±0,49	3,36±0,47	0,679
	Sol çapraz	3,37±0,30	3,29±0,28	3,31±0,29	3,60±0,49	3,53±0,30	0,497

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p<0.01$

1. Bölgede ve Çene kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

1. Bölgede ve Çene kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık

bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerden ve implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerden ve implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

1. Bölgede ve Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan dişlere, implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan, implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan ve implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$; $p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

1. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-52).

Tablo 4-53: 2. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemliği	Strain	2. Bölge					<i>p</i>
		Yok	Yakın- Ball	Yakın- Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	2,75±0,55	3,49±0,56	3,18±0,46	3,16±0,62	3,57±0,13	0,041*
	Sol kuvvet	2,62±0,54	2,99±0,40	3,12±0,24	2,85±0,46	3,05±0,17	0,197
	Sol çapraz	2,24±0,54	3,34±0,32	3,03±0,16	3,06±0,29	3,17±0,40	0,001**
Öne Eğimli	Çift kuvvet	3,68±0,42	3,61±0,12	3,73±0,13	3,77±0,17	3,76±0,25	0,019*
	Sol kuvvet	3,60±0,50	3,62±0,12	3,73±0,13	3,77±0,17	3,76±0,25	0,824
	Sol çapraz	3,59±0,51	3,63±0,11	3,74±0,13	3,77±0,17	3,77±0,25	0,783
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	2,89±0,38	4,03±0,48	3,29±0,46	3,28±0,21	3,14±0,74	0,004**
	Sol kuvvet	2,83±0,37	3,57±0,46	3,20±0,33	3,11±0,08	2,93±0,48	0,019*
	Sol çapraz	2,69±0,32	3,75±0,38	3,04±0,15	3,13±0,17	3,06±0,27	0,001**
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	3,36±0,45	2,53±0,61	2,79±0,60	3,31±0,26	2,69±0,70	0,030*
	Sol kuvvet	3,34±0,46	2,85±0,39	2,72±0,73	3,31±0,26	2,72±0,63	0,083
	Sol çapraz	3,25±0,45	2,70±0,45	2,91±0,42	3,31±0,27	2,88±0,44	0,091

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

2. Bölgede ve Çene Kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından ileri düzeyde anlamlı düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

2. Bölgede ve Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

2. Bölgede ve Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan, implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan, implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan ve implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

2. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması,

implant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan, implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan ve implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan ve implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-54).

Tablo 4-55: 3. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemliği	Strain	3. Bölge					<i>p</i>
		Yok	Yakın- Ball	Yakın- Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	2,48±0,78	3,24±0,32	3,11±0,24	3,09±0,36	2,60±0,24	0,047*
	Sol kuvvet	2,03±0,79	2,79±0,30	2,59±0,26	2,75±0,27	2,32±0,19	0,053
	Sol çapraz	1,89±0,76	2,69±0,34	2,53±0,23	2,56±0,12	2,72±0,15	0,014*
Öne Eğimli	Çift kuvvet	4,36±0,21	4,10±0,22	4,07±0,25	4,52±0,18	4,49±0,18	0,411
	Sol kuvvet	4,36±0,21	4,11±0,22	4,08±0,25	4,52±0,18	4,49±0,18	0,004**
	Sol çapraz	4,36±0,21	4,11±0,22	4,08±0,25	4,52±0,18	4,49±0,18	0,005**
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	3,34±0,37	4,51±0,30	3,31±0,21	3,60±0,45	3,41±0,48	0,001**
	Sol kuvvet	3,27±0,38	4,08±0,40	3,19±0,23	3,51±0,51	3,40±0,48	0,012*
	Sol çapraz	3,25±0,39	4,08±0,41	3,12±0,23	3,42±0,55	3,39±0,49	0,011*
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	3,43±0,32	2,91±0,30	2,95±0,26	3,65±0,10	3,33±0,27	0,001**
	Sol kuvvet	3,40±0,35	3,04±0,27	2,95±0,26	3,65±0,10	3,34±0,27	0,003**
	Sol çapraz	3,38±0,37	2,92±0,29	2,97±0,25	3,64±0,11	3,44±0,27	0,002**

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-56: 3. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

3. Bölge											
Çene Kemigi	Strain	Yok/Yakın-	Yok/Yakın-	Yok/Uzak-	Yok/Uzak-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Uzak-
		Ball	Bar	Ball	Bar	Ball	Ball	Ball	Bar	Bar	Ball/Uzak-
						/Yakın-	/Uzak-	/Uzak-	/Uzak-	/Uzak-	Bar
		p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
Normal	Çift kuvvet	0,001**	0,006**	0,007**	0,993	0,995	0,992	0,016*	1,000	0,545	0,573
	Sol kuvvet	0,085	0,306	0,118	0,849	0,972	1,000	0,601	0,989	0,916	0,689
	Sol çapraz	0,048*	0,161	0,130	0,036*	0,985	0,993	1,000	1,000	0,968	0,983
Öne Eğimli	Çift kuvvet	0,198	0,123	0,658	0,811	0,999	0,117	0,147	0,093	0,118	0,999
	Sol kuvvet	0,209	0,130	0,645	0,801	0,999	0,034*	0,050*	0,020*	0,035*	0,999
	Sol çapraz	0,224	0,142	0,632	0,787	0,999	0,036*	0,049*	0,021*	0,036*	0,999
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	0,001**	1,000	0,734	0,997	0,001**	0,006**	0,001**	0,740	0,991	0,937
	Sol kuvvet	0,011*	0,996	0,830	0,980	0,016*	0,201	0,089	0,741	0,931	0,993
	Sol çapraz	0,012*	0,973	0,948	0,974	0,011*	0,133	0,108	0,777	0,832	1,000
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	0,014*	0,026*	0,604	0,964	0,999	0,002**	0,135	0,004**	0,204	0,384
	Sol kuvvet	0,179	0,054	0,487	0,994	0,984	0,017*	0,486	0,005**	0,226	0,413
	Sol çapraz	0,062	0,106	0,503	0,997	0,999	0,006**	0,074	0,011*	0,116	0,807
Tukey HSD Test			* $p < 0.05$			** $p < 0.01$					

3. Bölgede ve Çene Kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan, implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan ve implant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve uzak-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

3. Bölgede ve Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). İmplant mesafesi uzak olup bar

tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

3. Bölgede ve Çene Kemîği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan ve implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant uygulanmayan ve implant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

3. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır

($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-56).

Tablo 4-57: 4. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemliği	Strain	4. Bölge					<i>p</i>
		Yok	Yakın- Ball	Yakın- Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	1,69±0,14	3,03±0,33	3,07±0,22	3,37±0,30	3,01±0,18	0,001**
	Sol kuvvet	1,40±0,17	2,85±0,26	2,90±0,23	2,93±0,28	2,84±0,13	0,001**
	Sol çapraz	1,04±0,15	2,94±0,22	2,74±0,18	2,72±0,18	2,70±0,10	0,001**
Öne Eğimli	Çift kuvvet	3,92±0,47	3,46±0,75	3,60±0,38	4,19±0,32	4,33±0,15	0,031*
	Sol kuvvet	3,92±0,47	3,47±0,74	3,60±0,38	4,19±0,32	4,33±0,15	0,030*
	Sol çapraz	3,92±0,47	3,50±0,69	3,61±0,38	4,19±0,32	4,33±0,15	0,029*
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	2,55±0,56	3,87±0,18	3,06±0,34	3,51±0,19	3,37±0,27	0,001**
	Sol kuvvet	2,52±0,60	3,36±0,45	2,99±0,27	3,34±0,17	3,33±0,32	0,003**
	Sol çapraz	2,50±0,60	3,45±0,33	2,79±0,22	3,16±0,22	3,25±0,16	0,001**
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	3,14±0,63	3,41±0,13	3,45±0,19	3,38±0,35	2,91±0,51	0,035*
	Sol kuvvet	3,13±0,65	3,42±0,13	3,45±0,19	3,38±0,35	2,92±0,50	0,310
	Sol çapraz	3,12±0,68	3,41±0,13	3,46±0,19	3,33±0,39	3,22±0,32	0,660

Oneway ANOVA Test uygulandı

* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

Tablo 4-58: 4. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

4. Bölge											
Çene Kemigi	Strain	Yok/Yakın-	Yok/Yakın-	Yok/Uzak-	Yok/Uzak-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Yakın-	Uzak-
		Ball	Bar	Ball	Bar	Ball	Ball	Ball	Bar	Bar	Ball/Uzak-
						/Yakın-	/Uzak-	/Uzak-	/Uzak-	/Uzak-	Bar
		p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
Normal	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,998	0,169	1,000	0,285	0,992	0,134
	Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,997	0,979	1,000	0,999	0,994	0,970
	Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,390	0,280	0,218	0,999	0,995	1,000
Öne Eğimli	Çift kuvvet	0,048*	0,725	0,828	0,507	0,988	0,007**	0,001**	0,029*	0,007**	0,989
	Sol kuvvet	0,403	0,720	0,826	0,501	0,990	0,131	0,049*	0,293	0,126	0,988
	Sol çapraz	0,437	0,718	0,799	0,461	0,994	0,133	0,048*	0,272	0,112	0,987
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	0,001**	0,027*	0,001**	0,007**	0,027*	0,623	0,303	0,396	0,731	0,979
	Sol kuvvet	0,015*	0,314	0,018*	0,020*	0,685	1,000	1,000	0,730	0,755	1,000
	Sol çapraz	0,002**	0,702	0,050*	0,020*	0,110	0,780	0,935	0,626	0,406	0,996
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	0,827	0,725	0,874	0,902	1,000	1,000	0,466	0,999	0,043*	0,521
	Sol kuvvet	0,798	0,726	0,863	0,920	1,000	1,000	0,465	0,999	0,400	0,535
	Sol çapraz	0,784	0,678	0,925	0,994	1,000	0,998	0,966	0,991	0,926	0,996
Tukey HSD Test			* $p < 0.05$			** $p < 0.01$					

4. Bölgede ve Çene Kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). İmplant uygulanmayan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

4. Bölgede ve Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamasından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). İmplant mesafesi yakın olup ball

tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

4. Bölgede ve Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, yakın-bar tutucu

uygulanan dişlerden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant uygulanmayan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.05$, $p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

4. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-58).

Tablo 4-59: 5. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemliği	Strain	5. Bölge				<i>p</i>
		Yakın-Ball	Yakın-Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	2,75±0,37	3,11±0,19	2,82±0,37	2,58±0,27	0,005**
	Sol kuvvet	2,39±0,44	2,74±0,27	2,44±0,39	2,16±0,27	0,008**
	Sol çapraz	2,20±0,24	2,50±0,14	2,06±0,24	2,09±0,34	0,001**
Öne Eğimli	Çift kuvvet	3,36±0,74	3,44±0,47	5,17±0,53	4,89±0,72	0,001**
	Sol kuvvet	3,36±0,74	3,44±0,47	5,17±0,53	4,88±0,72	0,001**
	Sol çapraz	3,37±0,73	3,45±0,46	5,17±0,53	4,88±0,71	0,001**
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	4,44±0,37	3,28±0,23	3,19±0,51	2,99±0,26	0,001**
	Sol kuvvet	4,36±0,38	3,01±0,47	3,16±0,42	2,87±0,28	0,001**
	Sol çapraz	4,36±0,38	2,84±0,21	2,95±0,52	2,76±0,34	0,001**
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	2,83±0,83	2,90±0,48	3,49±0,46	3,33±0,69	0,034*
	Sol kuvvet	2,86±0,80	2,90±0,48	3,49±0,46	3,34±0,69	0,067
	Sol çapraz	2,86±0,78	2,92±0,46	3,49±0,46	3,38±0,65	0,057
Oneway ANOVA Test uygulandı		* <i>p</i> <0.05		** <i>p</i> <0.01		

Tablo 4-60: 5. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

Çene Kemliği	Strain	5. Bölge					
		Yakın- Ball	Yakın- Ball	Yakın- Ball	Yakın- Bar	Yakın- Bar	Uzak- Ball/Uzak- Bar
		/Yakın- Bar	/Uzak- Ball	/Uzak- Bar	/Uzak- Ball	/Uzak- Bar	
		p	p	p	p	p	p
Normal	Çift kuvvet	0,064	0,964	0,623	0,170	0,003**	0,344
	Sol kuvvet	0,130	0,986	0,478	0,245	0,004**	0,293
	Sol çapraz	0,062	0,568	0,739	0,002**	0,005**	0,992
Öne Eğimli	Çift kuvvet	0,992	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,724
	Sol kuvvet	0,992	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,724
	Sol çapraz	0,991	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	0,723
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,940	0,288	0,610
	Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,835	0,859	0,375
	Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,928	0,968	0,711
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	0,996	0,004**	0,027*	0,009**	0,424	0,944
	Sol kuvvet	0,999	0,120	0,327	0,160	0,406	0,942
	Sol çapraz	0,996	0,113	0,239	0,174	0,341	0,978
Tukey HSD Test		* $p < 0.05$	** $p < 0.01$				

5. Bölgede ve Çene Kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalaması, implant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

5. Bölgede ve Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). İmplant mesafesi

uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball ve yakın-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

5. Bölgede ve Çene Kemîği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

5. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift

kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-60).

Tablo 4-61: 6. Bölgede İmplant-Tutucu Yakınlığına Göre Strain Değerlendirilmesi

Çene Kemliği	Strain	6. Bölge				<i>p</i>
		Yakın-Ball	Yakın-Bar	Uzak-Ball	Uzak-Bar	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Normal	Çift kuvvet	2,84±0,38	2,86±0,16	2,81±0,25	2,94±0,17	0,689
	Sol kuvvet	2,43±0,36	2,55±0,16	2,48±0,25	2,55±0,11	0,647
	Sol çapraz	2,57±0,36	2,25±0,22	2,34±0,25	2,35±0,28	0,100
Öne Eğimli	Çift kuvvet	3,40±0,55	3,56±0,59	3,53±0,95	4,54±0,58	0,002**
	Sol kuvvet	3,40±0,54	3,56±0,59	3,52±0,96	4,54±0,58	0,002**
	Sol çapraz	3,41±0,54	3,57±0,58	3,56±0,91	4,54±0,58	0,002**
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	4,13±0,43	3,19±0,25	3,10±0,28	3,27±0,14	0,001**
	Sol kuvvet	4,05±0,46	3,05±0,31	2,97±0,27	3,07±0,22	0,001**
	Sol çapraz	4,05±0,46	2,98±0,41	2,83±0,39	2,97±0,28	0,001**
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	2,57±0,73	2,93±0,58	2,85±0,64	3,75±0,59	0,001**
	Sol kuvvet	2,58±0,71	2,92±0,58	2,84±0,65	3,75±0,59	0,002**
	Sol çapraz	2,70±0,59	2,97±0,56	2,91±0,61	3,76±0,59	0,002**

Oneway ANOVA Test uygulandı

** $p < 0.01$

Tablo 4-62: 6. Bölgede Post Hoc Değerlendirme Sonuçları

Çene Kemliği	Strain	6. Bölge					
		Yakın- Ball /Yakın- Bar	Yakın- Ball /Uzak- Ball	Yakın- Ball /Uzak- Bar	Yakın- Bar /Uzak- Ball	Yakın- Bar /Uzak- Bar	Uzak- Ball/Uzak- Bar
		p	p	p	p	p	p
Normal	Çift kuvvet	0,995	0,993	0,807	0,958	0,912	0,655
	Sol kuvvet	0,725	0,965	0,676	0,939	1,000	0,913
	Sol çapraz	0,079	0,292	0,321	0,900	0,875	1,000
Öne Eğimli	Çift kuvvet	0,951	0,973	0,004**	1,000	0,015*	0,011*
	Sol kuvvet	0,955	0,978	0,004**	0,999	0,015*	0,011*
	Sol çapraz	0,953	0,961	0,003**	1,000	0,013*	0,012*
Arkaya Eğimli	Çift kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,893	0,944	0,590
	Sol kuvvet	0,001**	0,001**	0,001**	0,941	0,999	0,898
	Sol çapraz	0,001**	0,001**	0,001**	0,819	1,000	0,849
Tam Rezorbe	Çift kuvvet	0,576	0,748	0,001**	0,992	0,033*	0,016*
	Sol kuvvet	0,627	0,802	0,001**	0,990	0,031*	0,015*
	Sol çapraz	0,736	0,856	0,002**	0,996	0,024*	0,014*
Tukey HSD Test		* $p < 0.05$			** $p < 0.01$		

6. Bölgede ve Çene Kemiği Normal Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

6. Bölgede ve Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu

uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

6. Bölgede ve Çene Kemîği Arkaya Eğimli Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-bar, uzak-ball ve uzak-bar tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

6. Bölgede ve Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda;

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

İmplant-tutucu yakınlığına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, yakın-ball, yakın-bar ve uzak-ball tutucu uygulanan dişlerden elde edilen strain ortalamalarından anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$, $p<0.05$). Diğer implant-tutucu yakınlıklarına göre dişlere sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-62).

Tablo 4-63: Çene Kemiği Normal Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe- Tutucu	Normal Çene Kemiği			⁺ <i>p</i>	1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	2-3 ⁺⁺ <i>p</i>
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
1. bölge	Yok-Yok	1,87±0,18	1,27±0,26	1,14±0,23	0,001 **	0,001**	0,001**	0,678
	Yakın -Ball	3,39±0,28	3,06±0,37	2,75±0,09	0,001 **	0,081	0,006**	0,224
	Yakın-Bar	3,31±0,43	3,05±0,45	2,68±0,44	0,001 **	0,369	0,008**	0,926
	Uzak-Ball	2,89±0,65	2,57±0,55	2,44±0,49	0,058	0,058	0,115	1,000
	Uzak-Bar	2,79±0,46	2,45±0,39	2,67±0,66	0,122	0,076	1,000	0,847
2. bölge	Yok-Yok	2,75±0,55	2,62±0,54	2,24±0,54	0,566	0,829	0,320	0,430
	Yakın -Ball	3,49±0,56	2,99±0,40	3,35±0,32	0,230	0,101	0,948	0,233
	Yakın-Bar	3,18±0,46	3,12±0,24	3,03±0,16	0,814	1,000	1,000	1,000
	Uzak-Ball	3,16±0,62	2,85±0,46	3,06±0,29	0,408	0,480	1,000	1,000
	Uzak-Bar	3,57±0,13	3,05±0,17	3,17±0,40	0,030*	0,011*	0,036*	1,000
3. bölge	Yok-Yok	2,48±0,78	2,03±0,79	1,89±0,76	0,359	0,275	0,185	0,796
	Yakın -Ball	3,24±0,32	2,79±0,29	2,69±0,34	0,001 **	0,001**	0,003**	0,611
	Yakın-Bar	3,11±0,24	2,59±0,26	2,53±0,23	0,004 **	0,003**	0,009**	1,000
	Uzak-Ball	3,10±0,36	2,74±0,27	2,56±0,12	0,023*	0,060	0,042*	0,335
	Uzak-Bar	2,60±0,24	2,32±0,19	2,72±0,15	0,013*	0,017*	1,000	0,039*
4. bölge	Yok-Yok	1,69±0,14	1,40±0,17	1,04±0,15	0,001 **	0,169	0,001**	0,001**
	Yakın -Ball	3,03±0,33	2,85±0,26	2,94±0,22	0,095	0,054	0,924	0,918
	Yakın-Bar	3,07±0,22	2,90±0,22	2,74±0,18	0,001 **	0,207	0,030*	0,535
	Uzak-Ball	3,37±0,30	2,93±0,28	2,72±0,18	0,049*	0,038*	0,038*	0,210
	Uzak-Bar	3,01±0,18	2,84±0,13	2,70±0,10	0,038*	0,148	0,015*	0,302

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

1. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamasından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

2. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

3. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.05$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, çift kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

4. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde

edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-63).

Tablo 4-64: Çene Kemiği Normal Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe-Tutucu	Normal Çene Kemiği			⁺ p	1-2 ⁺⁺ p	1-3 ⁺⁺ p	2-3 ⁺⁺ p
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
5. bölge	Yakın -Ball	2,75±0,37	2,39±0,44	2,20±0,24	0,001**	0,001**	0,001**	0,189
	Yakın-Bar	3,11±0,19	2,74±0,27	2,50±0,14	0,001**	0,001**	0,001**	0,030*
	Uzak-Ball	2,82±0,37	2,44±0,39	2,06±0,24	0,001**	0,001**	0,001**	0,019*
	Uzak-Bar	2,58±0,27	2,16±0,27	2,09±0,34	0,001**	0,001**	0,003**	1,000
6. bölge	Yakın -Ball	2,84±0,38	2,43±0,36	2,57±0,36	0,001**	0,001**	0,119	0,060
	Yakın-Bar	2,86±0,16	2,55±0,16	2,25±0,22	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**
	Uzak-Ball	2,81±0,25	2,48±0,25	2,34±0,25	0,001**	0,001**	0,001**	0,360
	Uzak-Bar	2,94±0,17	2,55±0,11	2,35±0,28	0,001**	0,001**	0,001**	0,029*

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test

* p<0.05

** p<0.01

5. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir (p<0.01). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-64).

6. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet

uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması ile sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-64).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). (Tablo 4-64).

Tablo 4-65: Çene kemiği Öne Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe- Tutucu	Öne Eğimli Çene kemiği			⁺ p	1-2 ⁺⁺ p	1-3 ⁺⁺ p	2-3 ⁺⁺ p
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
1. bölge	Yok-Yok	4,01±0,41	4,01±0,41	4,01±0,41	1,000	0,998	0,996	0,998
	Yakın -Ball	3,59±0,47	3,59±0,47	3,59±0,46	1,000	0,998	0,989	0,990
	Yakın-Bar	3,57±0,49	3,57±0,49	3,57±0,49	1,000	0,999	0,988	0,989
	Uzak-Ball	4,15±0,74	4,15±0,74	4,15±0,74	1,000	0,999	1,000	1,000
	Uzak-Bar	4,18±0,34	4,18±0,34	4,18±0,34	1,000	1,000	0,996	0,997
2. bölge	Yok-Yok	3,65±0,26	3,52±0,38	3,50±0,41	0,799	0,596	0,547	0,941
	Yakın -Ball	3,61±0,11	3,61±0,11	3,62±0,11	0,984	0,981	0,871	0,889
	Yakın-Bar	3,73±0,13	3,73±0,13	3,74±0,13	0,991	0,977	0,923	0,900
	Uzak-Ball	3,76±0,16	3,76±0,16	3,77±0,16	0,998	0,996	0,965	0,961
	Uzak-Bar	3,76±0,25	3,76±0,25	3,77±0,24	0,997	0,995	0,948	0,953
3. bölge	Yok-Yok	4,43±0,23	4,43±0,23	4,43±0,23	1,000	0,997	0,994	0,997
	Yakın -Ball	4,10±0,21	4,10±0,21	4,10±0,21	1,000	0,999	0,993	0,994
	Yakın-Bar	4,07±0,25	4,07±0,25	4,07±0,25	1,000	0,999	0,993	0,993
	Uzak-Ball	4,52±0,18	4,52±0,18	4,52±0,18	1,000	0,998	1,000	0,998
	Uzak-Bar	4,49±0,18	4,49±0,18	4,49±0,18	1,000	1,000	0,998	0,998
4. bölge	Yok-Yok	4,22±0,26	4,22±0,26	4,22±0,26	1,000	0,998	0,998	1,000
	Yakın -Ball	3,46±0,74	3,46±0,74	3,49±0,68	0,997	0,992	0,944	0,952
	Yakın-Bar	3,60±0,38	3,60±0,38	3,61±0,38	0,999	0,993	0,978	0,972
	Uzak-Ball	4,18±0,32	4,18±0,32	4,19±0,32	1,000	0,998	0,982	0,980
	Uzak-Bar	4,32±0,15	4,32±0,15	4,33±0,14	0,998	0,996	0,959	0,963

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test

* p<0.05

** p<0.01

1. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

2. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

3. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

4. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-65).

Tablo 4-66: Çene Kemiği Öne Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe- Tutucu	Öne Eğimli Çene Kemiği			⁺ p	1-2 ⁺⁺ p	1-3 ⁺⁺ p	2-3 ⁺⁺ p
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
5. bölge	Yakın -Ball	2,75±0,37	2,39±0,44	2,20±0,24	1,000	0,995	0,984	0,989
	Yakın-Bar	3,11±0,19	2,74±0,27	2,50±0,14	0,999	0,998	0,969	0,971
	Uzak-Ball	2,82±0,37	2,44±0,39	2,06±0,24	1,000	1,000	1,000	1,000
	Uzak-Bar	2,58±0,27	2,16±0,27	2,09±0,34	1,000	1,000	0,998	0,999
6. bölge	Yakın -Ball	2,84±0,38	2,43±0,36	2,57±0,36	0,998	0,993	0,955	0,962
	Yakın-Bar	2,86±0,16	2,55±0,16	2,25±0,22	0,999	0,993	0,975	0,968
	Uzak-Ball	2,81±0,25	2,48±0,25	2,34±0,25	0,996	0,987	0,946	0,934
	Uzak-Bar	2,94±0,17	2,55±0,11	2,35±0,28	1,000	1,000	0,996	0,995

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test

* p<0.05

** p<0.01

5. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-66).

6. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-66).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-66).

Tablo 4-67: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe- Tutucu	Arkaya Eğimli Çene Kemiği			⁺ <i>p</i>	1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	2-3 ⁺⁺ <i>p</i>
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
1. bölge	Yok-Yok	3,41±0,50	3,40±0,50	3,40±0,50	<i>1,000</i>	<i>0,986</i>	<i>0,984</i>	<i>0,998</i>
	Yakın -Ball	4,10±0,25	3,64±0,47	3,63±0,47	<i>0,172</i>	<i>0,110</i>	<i>0,101</i>	<i>0,962</i>
	Yakın-Bar	3,37±0,34	3,22±0,38	3,00±0,50	<i>0,383</i>	<i>0,579</i>	<i>0,117</i>	<i>0,406</i>
	Uzak-Ball	3,48±0,36	3,48±0,33	3,42±0,40	<i>0,949</i>	<i>0,996</i>	<i>0,782</i>	<i>0,786</i>
	Uzak-Bar	3,55±0,28	3,53±0,28	3,55±0,26	<i>0,990</i>	<i>0,905</i>	<i>0,999</i>	<i>0,904</i>
2. bölge	Yok-Yok	3,00±0,40	2,93±0,40	2,71±0,35	<i>0,496</i>	<i>0,772</i>	<i>0,263</i>	<i>0,398</i>
	Yakın -Ball	4,03±0,48	3,57±0,46	3,75±0,38	<i>0,301</i>	<i>0,132</i>	<i>0,341</i>	<i>0,545</i>
	Yakın-Bar	3,29±0,45	3,20±0,33	3,03±0,15	<i>0,505</i>	<i>0,685</i>	<i>0,259</i>	<i>0,457</i>
	Uzak-Ball	3,28±0,21	3,11±0,08	3,13±0,17	<i>0,262</i>	<i>0,141</i>	<i>0,183</i>	<i>0,874</i>
	Uzak-Bar	3,14±0,74	2,93±0,47	3,05±0,27	<i>0,820</i>	<i>0,539</i>	<i>0,800</i>	<i>0,716</i>
3. bölge	Yok-Yok	3,39±0,52	3,36±0,55	3,39±0,55	<i>0,995</i>	<i>0,939</i>	<i>0,925</i>	<i>0,986</i>
	Yakın -Ball	4,52±0,30	4,08±0,40	4,07±0,40	<i>0,148</i>	<i>0,098</i>	<i>0,089</i>	<i>0,978</i>
	Yakın-Bar	3,30±0,20	3,19±0,23	3,19±0,22	<i>0,427</i>	<i>0,443</i>	<i>0,203</i>	<i>0,592</i>
	Uzak-Ball	3,59±0,45	3,51±0,50	3,42±0,55	<i>0,865</i>	<i>0,787</i>	<i>0,597</i>	<i>0,794</i>
	Uzak-Bar	3,41±0,48	3,39±0,48	3,39±0,49	<i>0,998</i>	<i>0,959</i>	<i>0,950</i>	<i>0,991</i>
4. bölge	Yok-Yok	3,00±0,35	2,99±0,36	2,99±0,41	<i>0,990</i>	<i>0,976</i>	<i>0,895</i>	<i>0,919</i>
	Yakın -Ball	3,86±0,17	3,36±0,45	3,45±0,33	<i>0,081</i>	<i>0,037*</i>	<i>0,079</i>	<i>0,680</i>
	Yakın-Bar	3,06±0,34	2,99±0,27	2,79±0,34	<i>0,333</i>	<i>0,728</i>	<i>0,163</i>	<i>0,280</i>
	Uzak-Ball	3,51±0,19	3,34±0,16	3,16±0,22	<i>0,046*</i>	<i>0,200</i>	<i>0,015*</i>	<i>0,165</i>
	Uzak-Bar	3,37±0,27	3,33±0,32	3,25±0,15	<i>0,776</i>	<i>0,811</i>	<i>0,493</i>	<i>0,651</i>

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test* *p*<0.05** *p*<0.01

1. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

2. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

3. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

4. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması, sol kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-67).

Tablo 4-68: Çene Kemiği Arkaya Eğimli Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe- Tutucu	Arkaya Eğimli Çene Kemiği			⁺ <i>p</i>	1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	2-3 ⁺⁺ <i>p</i>
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
5. bölge	Yakın -Ball	4,44±0,36	4,36±0,38	4,36±0,38	0,857	0,633	0,633	0,999
	Yakın-Bar	3,28±0,23	3,01±0,47	2,84±0,21	0,019*	0,074	0,006*	0,265
	Uzak-Ball	3,19±0,51	3,16±0,42	2,94±0,52	0,487	0,880	0,273	0,342
	Uzak-Bar	2,99±0,27	2,87±0,28	2,76±0,34	0,245	0,363	0,097	0,433
6. bölge	Yakın -Ball	4,12±0,43	4,04±0,46	4,05±0,46	0,911	0,701	0,724	0,975
	Yakın-Bar	3,19±0,25	3,05±0,31	2,98±0,41	0,369	0,363	0,168	0,628
	Uzak-Ball	3,10±0,27	2,97±0,27	2,82±0,38	0,181	0,375	0,067	0,323
	Uzak-Bar	3,26±0,13	3,07±0,22	2,97±0,28	0,020*	0,064	0,006**	0,308

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test* *p*<0.05** *p*<0.01**5. bölgede;**

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (*p*>0.05). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır (*p*<0.01). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir (*p*<0.01). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (*p*>0.05). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

6. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Çift kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalaması sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamalarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer kuvvetlerden elde edilen strain ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-68).

Tablo 4-69: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe-Tutucu	Tam Rezorbe Çene Kemiği			⁺ <i>p</i>	1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	2-3 ⁺⁺ <i>p</i>
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
1. bölge	Yok-Yok	3,36±0,41	3,36±0,42	3,36±0,42	1,000	0,992	0,990	0,998
	Yakın -Ball	3,28±0,27	3,32±0,27	3,29±0,27	0,966	0,808	0,966	0,842
	Yakın-Bar	3,29±0,29	3,29±0,29	3,30±0,29	0,998	0,997	0,956	0,959
	Uzak-Ball	3,60±0,49	3,60±0,49	3,60±0,49	1,000	0,998	0,987	0,985
	Uzak-Bar	3,35±0,46	3,36±0,46	3,53±0,30	0,763	0,994	0,529	0,534
2. bölge	Yok-Yok	3,24±0,46	3,20±0,45	3,05±0,35	0,781	0,897	0,515	0,600
	Yakın -Ball	2,52±0,61	2,85±0,39	2,69±0,45	0,595	0,318	0,597	0,627
	Yakın-Bar	2,78±0,60	2,71±0,72	2,90±0,42	0,881	0,857	0,757	0,625
	Uzak-Ball	3,31±0,25	3,31±0,25	3,31±0,27	1,000	0,998	0,989	0,987
	Uzak-Bar	2,69±0,69	2,72±0,63	2,88±0,43	0,864	0,933	0,621	0,681
3. bölge	Yok-Yok	3,34±0,35	3,34±0,36	3,34±0,36	0,999	0,980	0,975	0,996
	Yakın -Ball	2,91±0,30	3,04±0,26	2,92±0,29	0,735	0,480	0,932	0,533
	Yakın-Bar	2,94±0,25	2,95±0,25	2,96±0,24	0,992	0,993	0,909	0,916
	Uzak-Ball	3,65±0,09	3,65±0,09	3,64±0,11	0,992	0,987	0,924	0,911
	Uzak-Bar	3,33±0,27	3,33±0,27	3,44±0,27	0,787	0,993	0,553	0,559
4. bölge	Yok-Yok	2,79±0,77	2,79±0,79	2,76±0,84	0,997	0,985	0,946	0,961
	Yakın -Ball	3,40±0,13	3,42±0,13	3,41±0,13	0,987	0,874	0,940	0,933
	Yakın-Bar	3,45±0,19	3,45±0,19	3,46±0,19	0,998	0,992	0,965	0,957
	Uzak-Ball	3,38±0,35	3,38±0,34	3,32±0,39	0,964	0,982	0,828	0,810
	Uzak-Bar	2,91±0,50	2,92±0,50	3,22±0,32	0,497	0,982	0,307	0,317

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test* $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

1. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

2. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

3. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69)

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

4. bölgede;

İmplant uygulanmayan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-69).

Tablo 4-70: Çene Kemiği Tam Rezorbe Olanlarda Strainlerin Değerlendirilmesi

Bölge	İmplantlar Arasındaki Mesafe-Tutucu	Tam Rezorbe Çene Kemiği			⁺ <i>p</i>	1-2 ⁺⁺ <i>p</i>	1-3 ⁺⁺ <i>p</i>	2-3 ⁺⁺ <i>p</i>
		¹ Çift kuvvet	² Sol kuvvet	³ Sol çapraz				
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS				
5. bölge	Yakın -Ball	2,83±0,82	2,85±0,79	2,26±0,78	0,995	0,944	0,927	0,983
	Yakın-Bar	2,89±0,48	2,90±0,48	2,92±0,46	0,989	0,993	0,897	0,904
	Uzak-Ball	3,49±0,46	3,49±0,45	3,49±0,46	1,000	0,994	0,999	0,994
	Uzak-Bar	3,33±0,69	3,33±0,69	3,38±0,65	0,983	0,993	0,872	0,879
6. bölge	Yakın -Ball	2,56±0,72	2,58±0,71	2,69±0,59	0,895	0,967	0,671	0,702
	Yakın-Bar	2,93±0,57	2,92±0,58	2,96±0,55	0,985	0,970	0,897	0,867
	Uzak-Ball	2,85±0,63	2,83±0,65	2,90±0,60	0,968	0,960	0,850	0,810
	Uzak-Bar	3,75±0,59	3,75±0,59	3,75±0,58	1,000	0,996	0,989	0,986

⁺Tekrarlayan Ölçümlerde Varyans Analizi uygulandı⁺⁺ Post Hoc Bonferroni Test* *p*<0.05** *p*<0.01**5. bölgede;**

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (*p*>0.05). (Tablo 4-70).

İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (*p*>0.05). (Tablo 4-70).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (*p*>0.05). (Tablo 4-70).

İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-70).

6. bölgede;

İmplant mesafesi yakın olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-70).

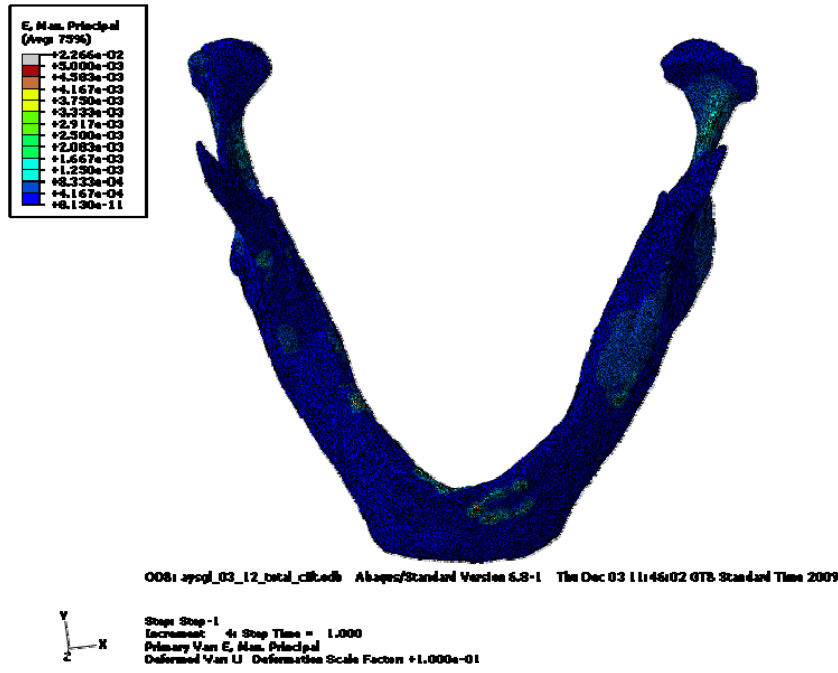
İmplant mesafesi yakın olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-70).

İmplant mesafesi uzak olup ball tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-70).

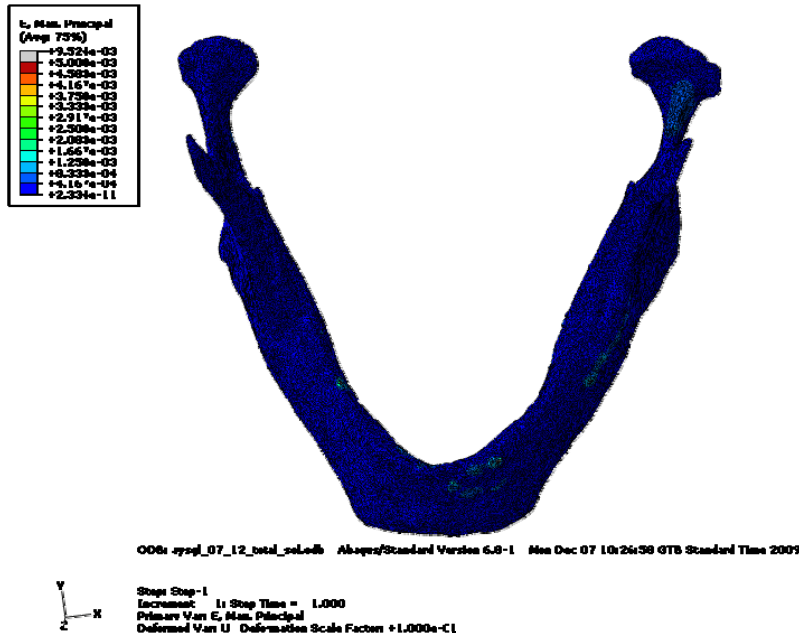
İmplant mesafesi uzak olup bar tutucu uygulanan dişlerde; dişlere çift kuvvet, sol kuvvet ve sol çapraz kuvvet uygulandığında elde edilen strain ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). (Tablo 4-70).

Yüklemeler sonucu oluşan asal birim uzama miktarları ve renklendirilmiş dağılımları

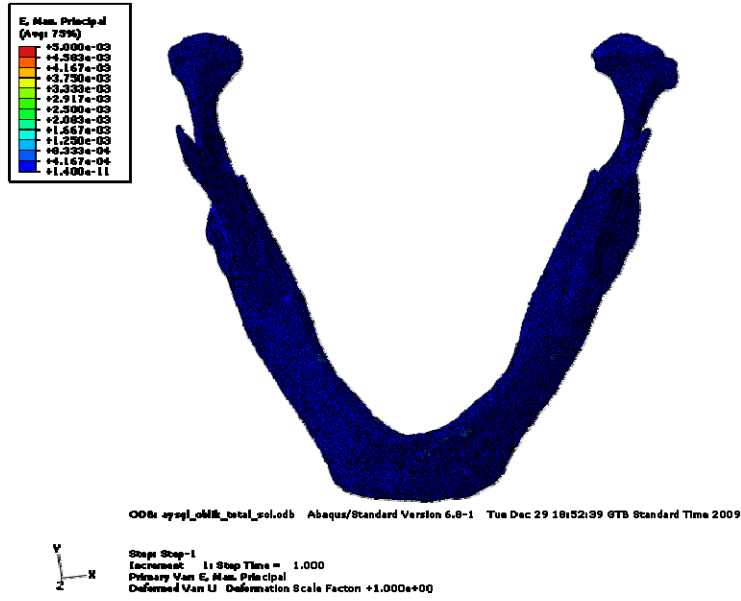
Bulgular kısmının bu bölümünde; değişik morfolojilere sahip alt çene modelleri üzerinde yapılan yüklemeler sonucu oluşan asal birim uzama miktarları ve dağılımları renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedildi. Bu görüntülerdeki renkler farklı bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir.



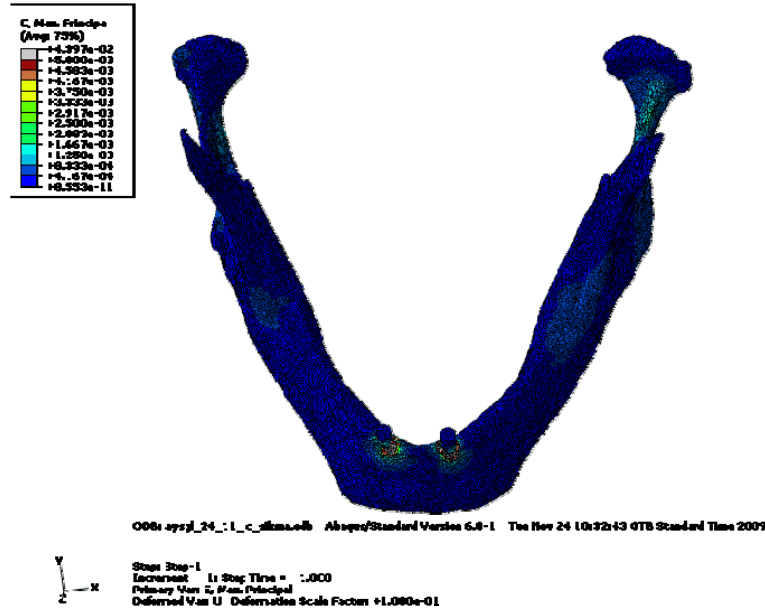
Şekil 4-1: Normal rezorbsiyon gösteren kreterde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



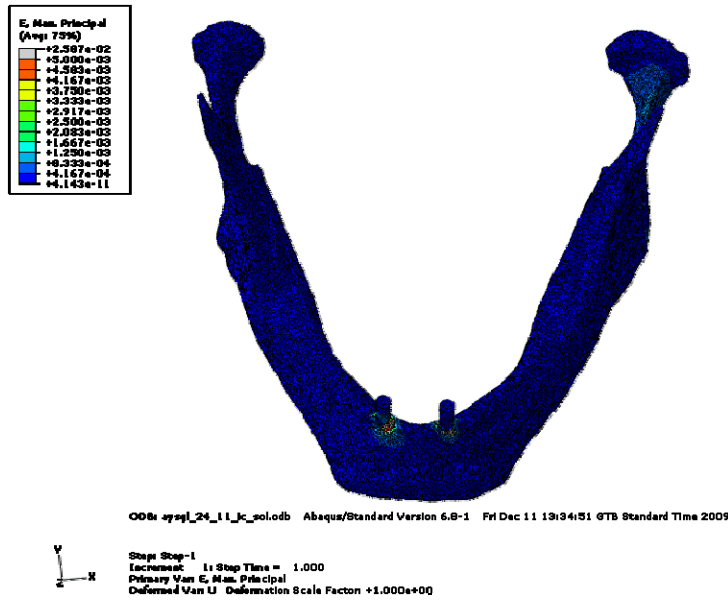
Şekil 4-2: Normal rezorbsiyon gösteren kreterde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



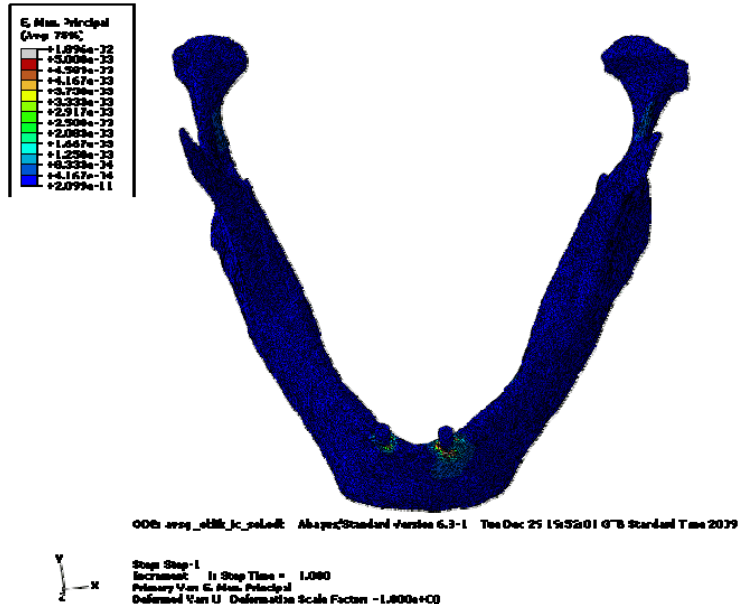
Şekil 4-3: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



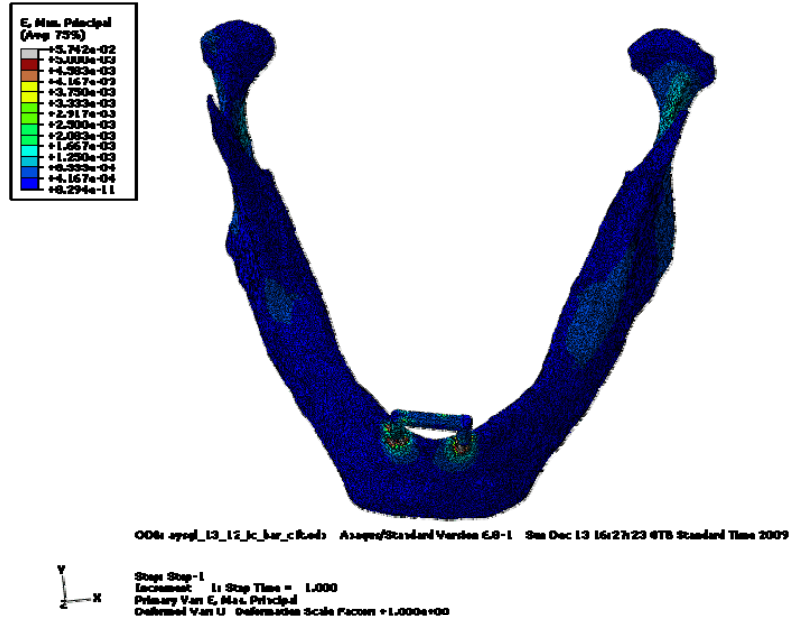
Şekil 4-4: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



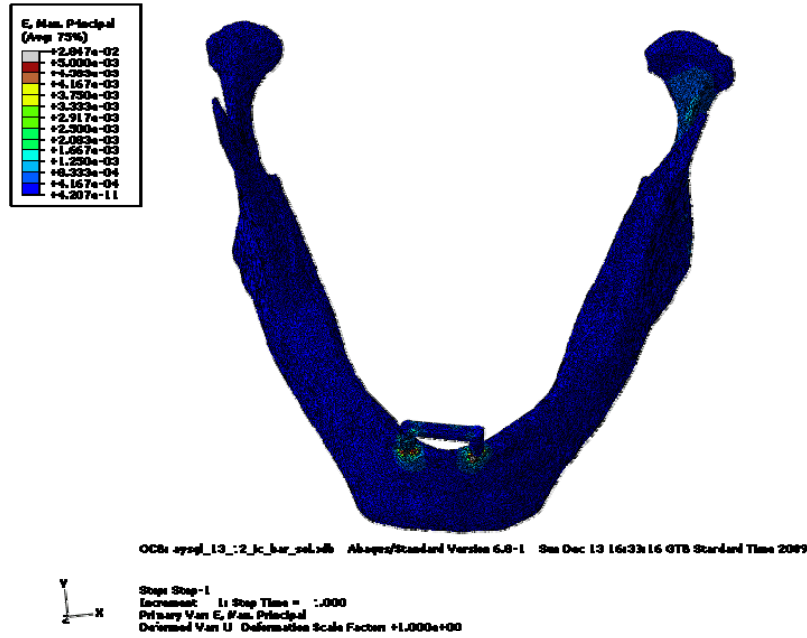
Şekil 4-5: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



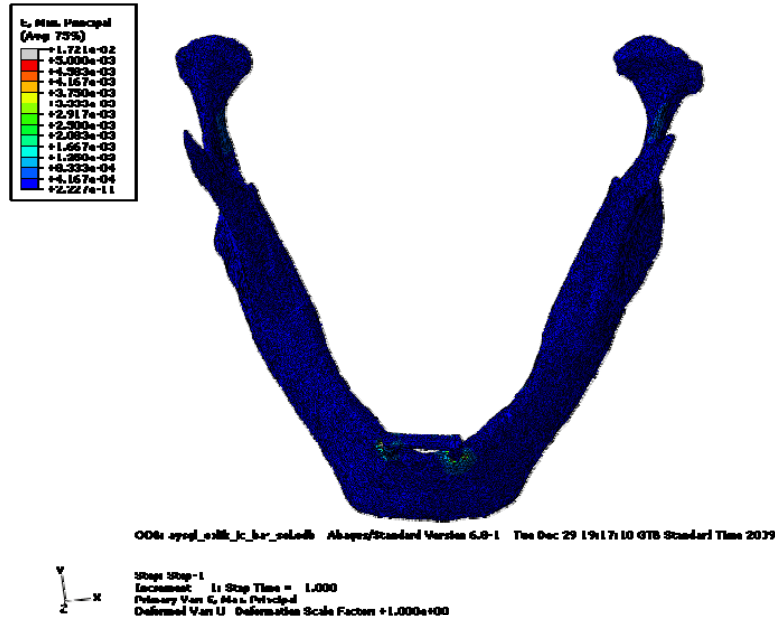
Şekil 4-6: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



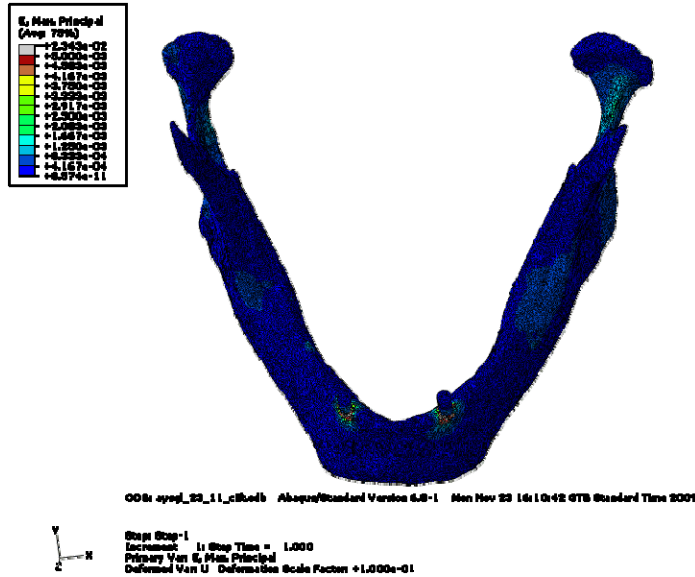
Şekil 4-7: Normal rezorbsiyon gösteren krelerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



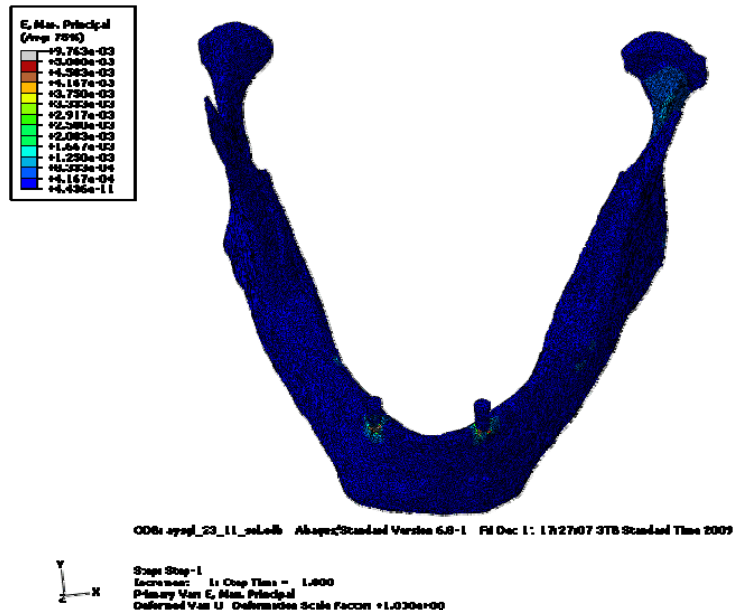
Şekil 4-8: Normal rezorbsiyon gösteren krelerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



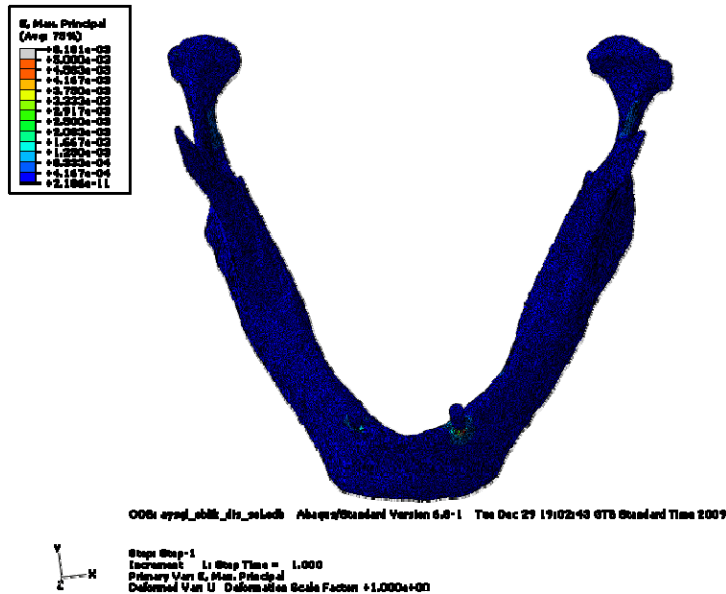
Şekil 4-9: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



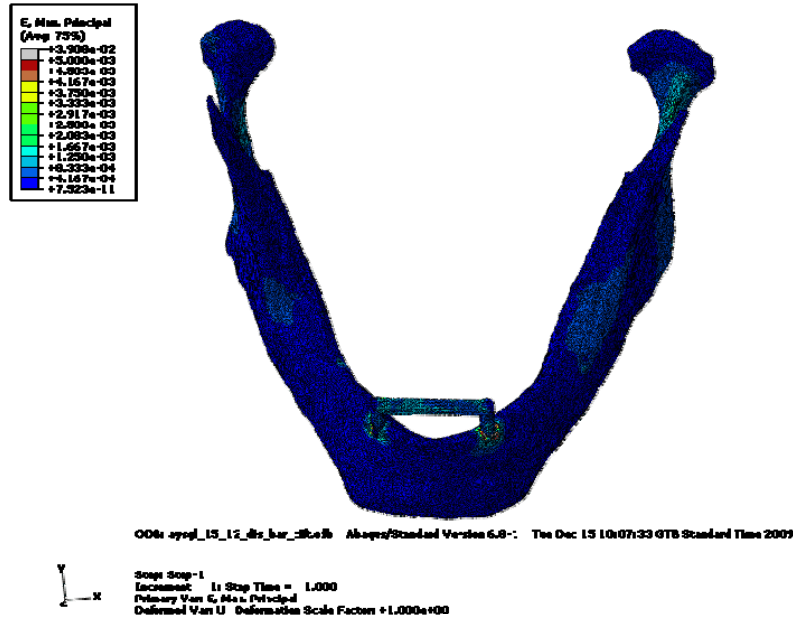
Şekil 4-10: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



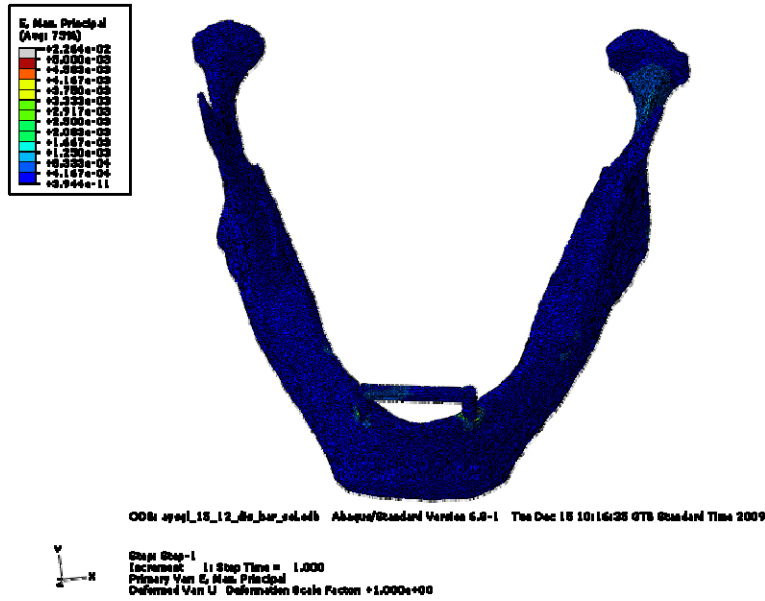
Şekil 4-11: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



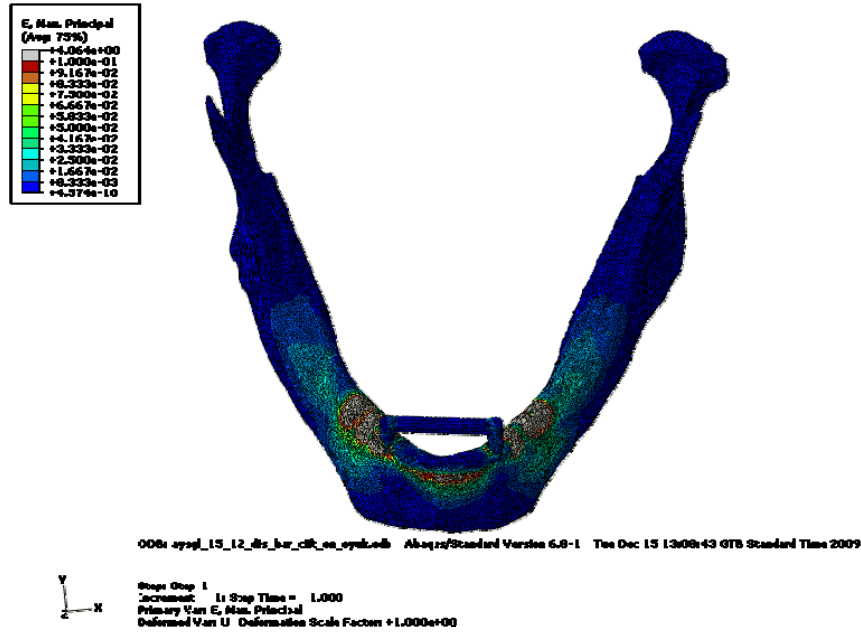
Şekil 4-12: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



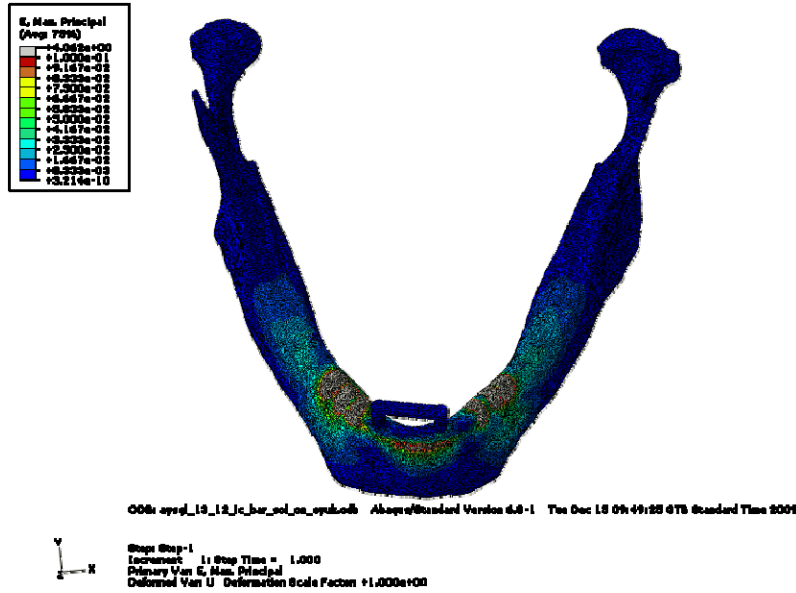
Şekil 4-13: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



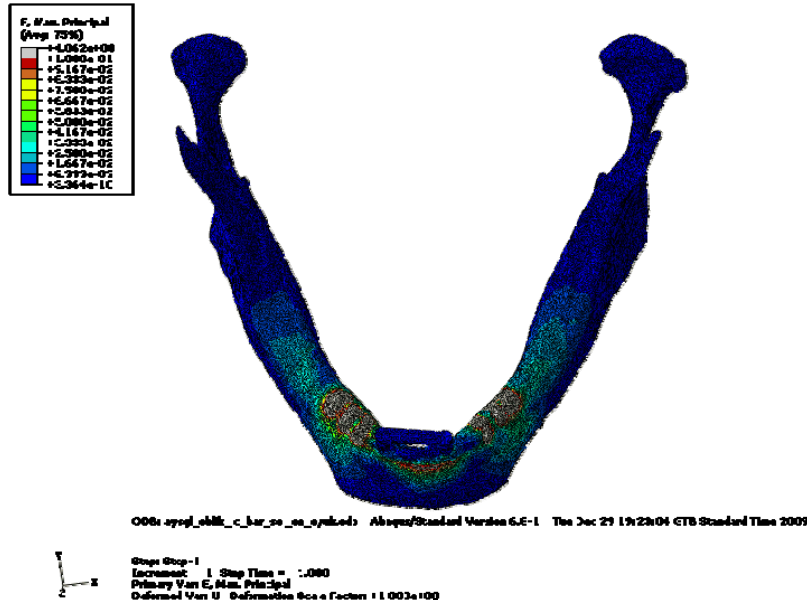
Şekil 4-14: Normal rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



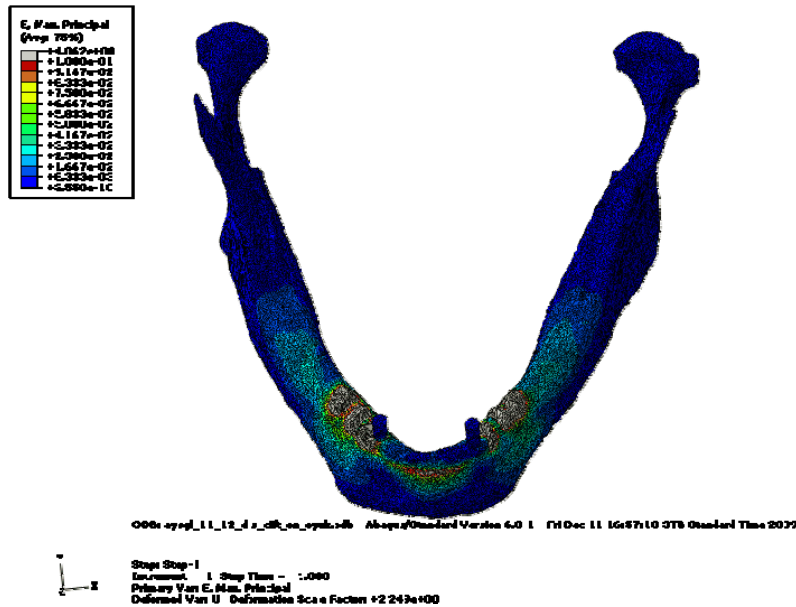
Şekil 4-19: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



Şekil 4-20: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



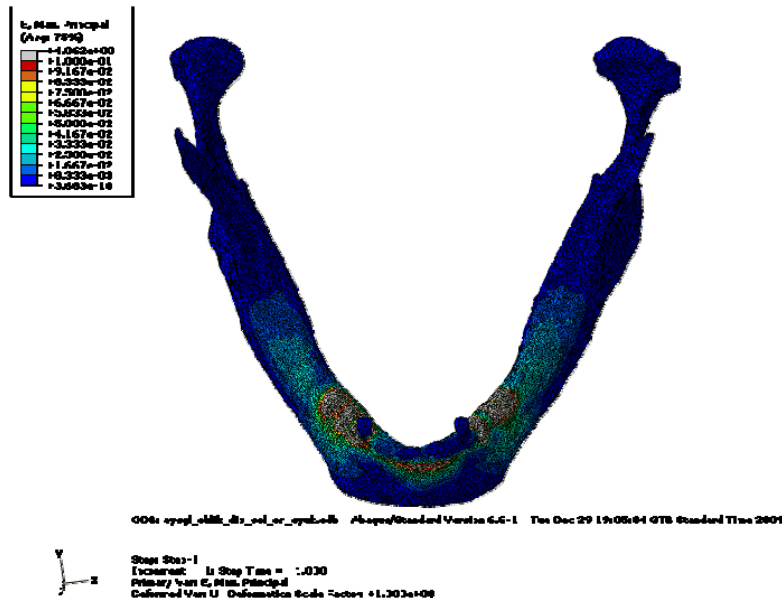
Şekil 4-21: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



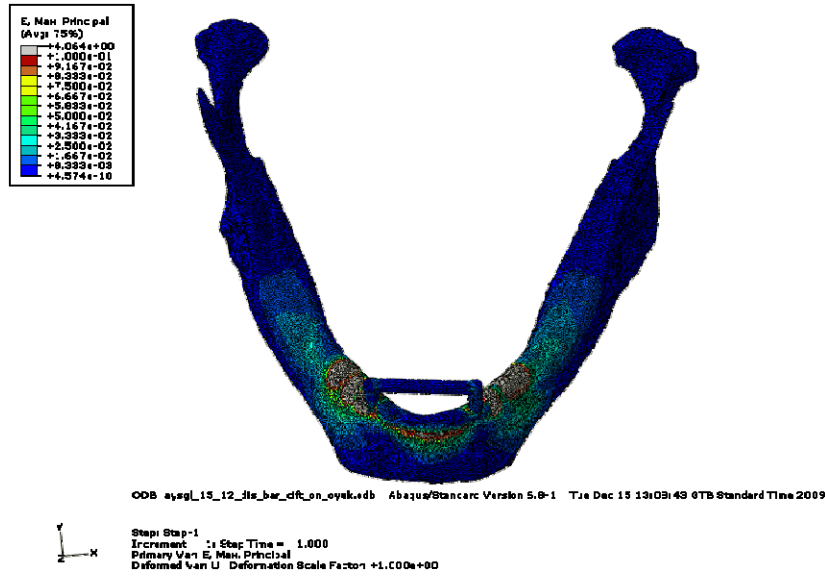
Şekil 4-22: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



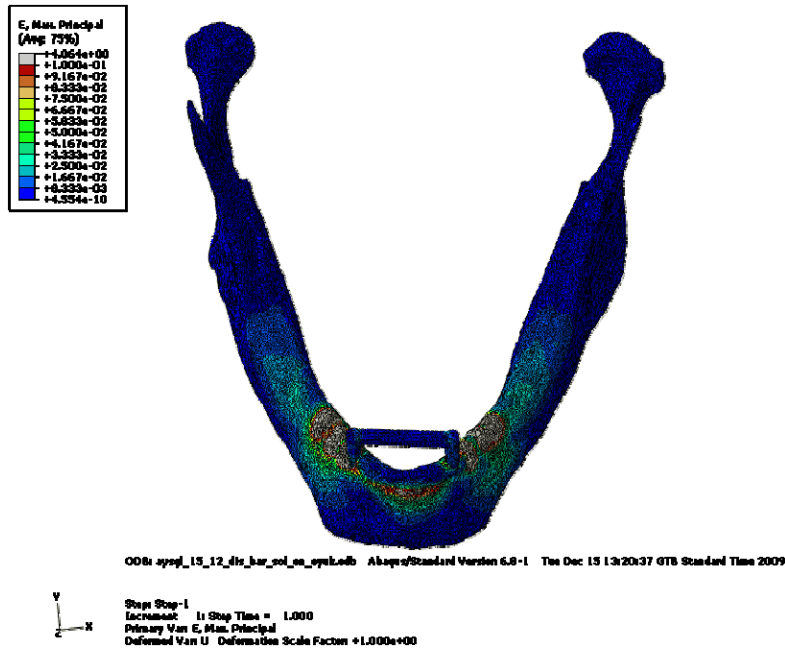
Şekil 4-23: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



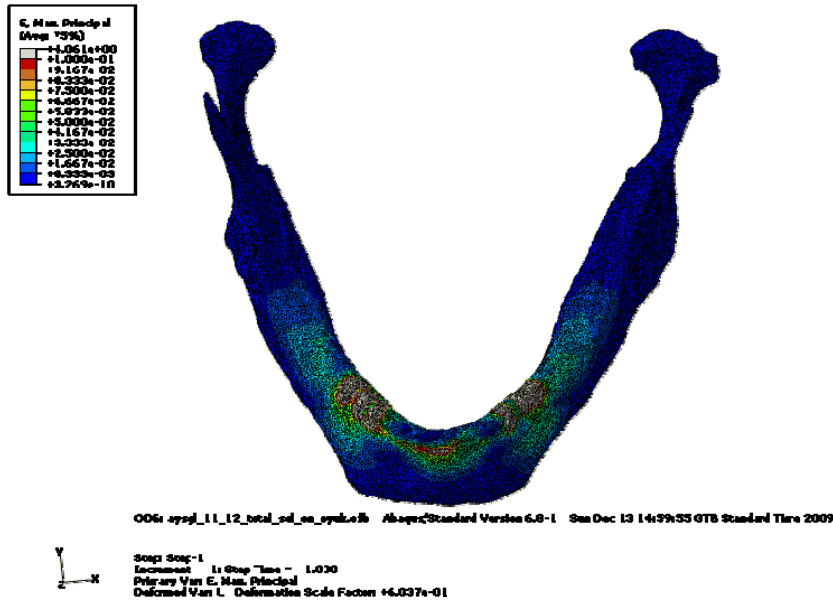
Şekil 4-24: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



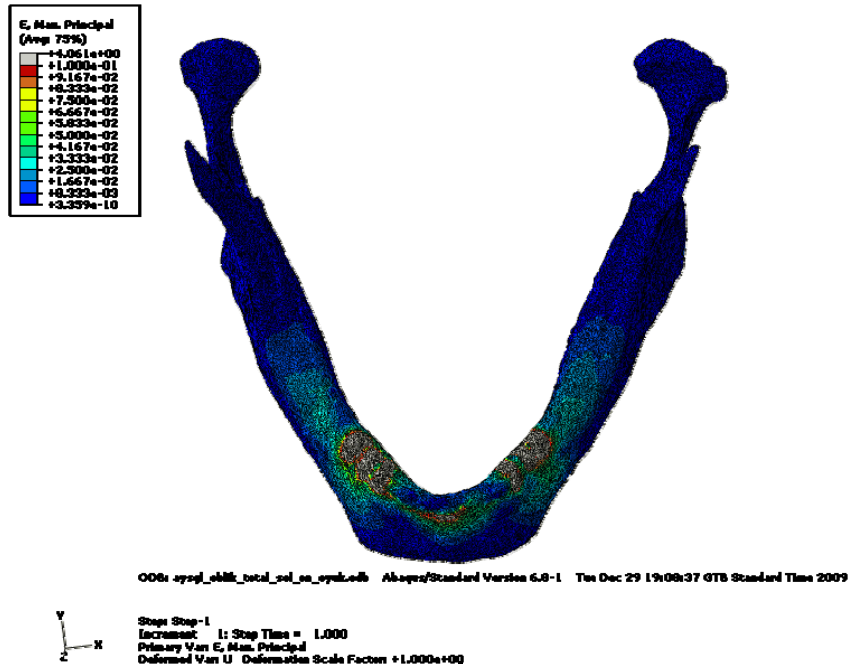
Şekil 4-25: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kreterlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



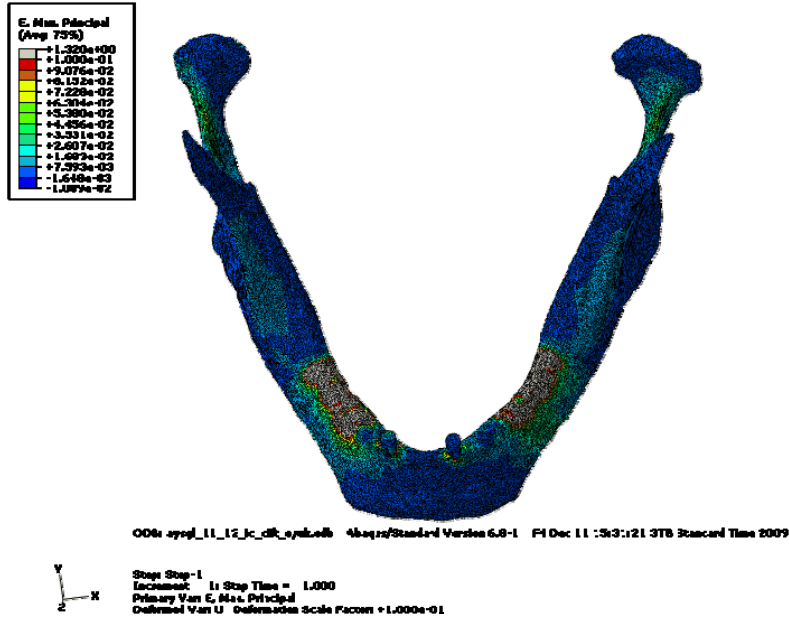
Şekil 4-26: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kreterlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



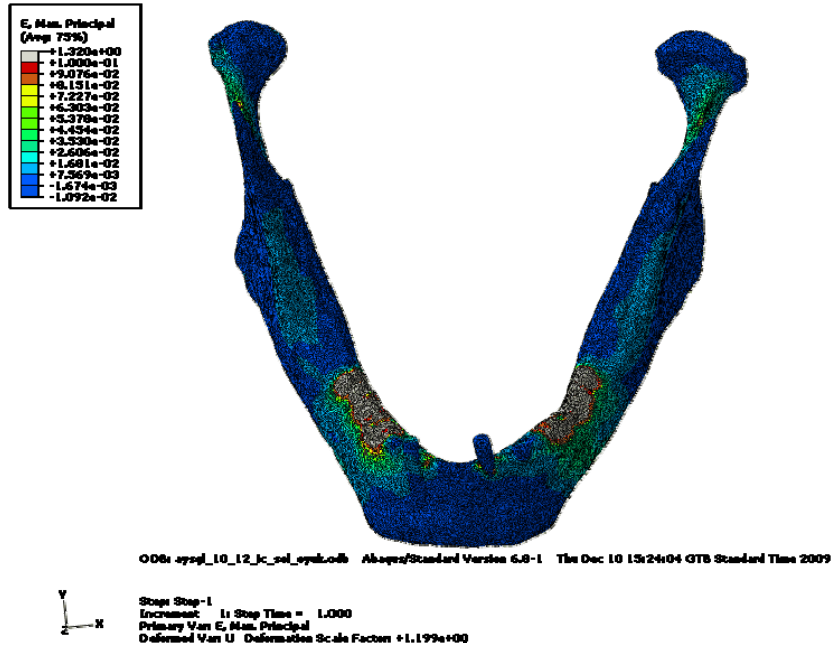
Şekil 4-29: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kreterlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



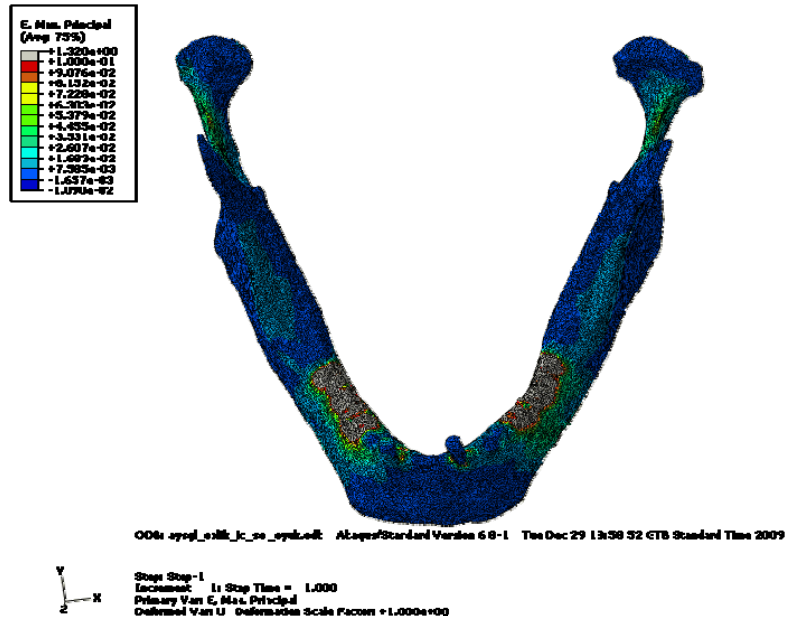
Şekil 4-30: Öne eğimli rezorbsiyon gösteren kreterlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



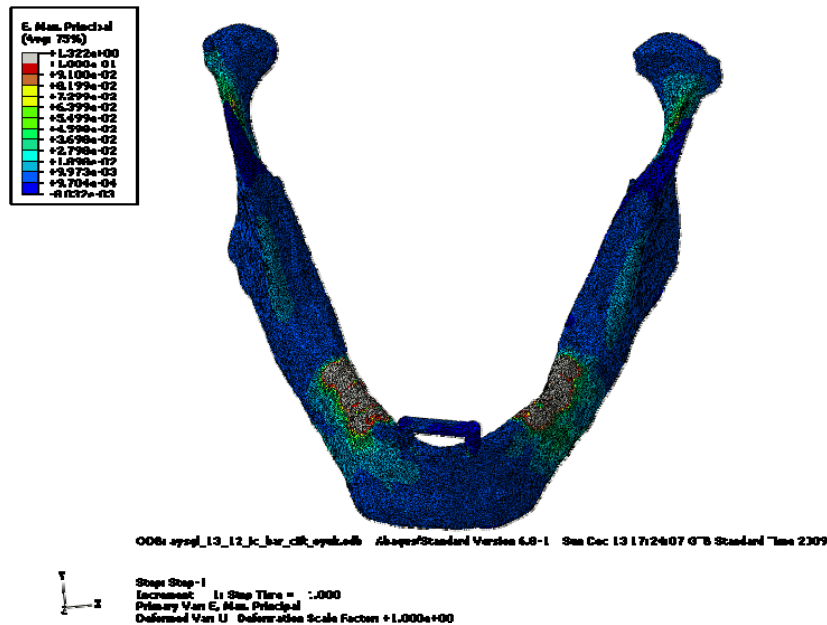
Şekil 4-31: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



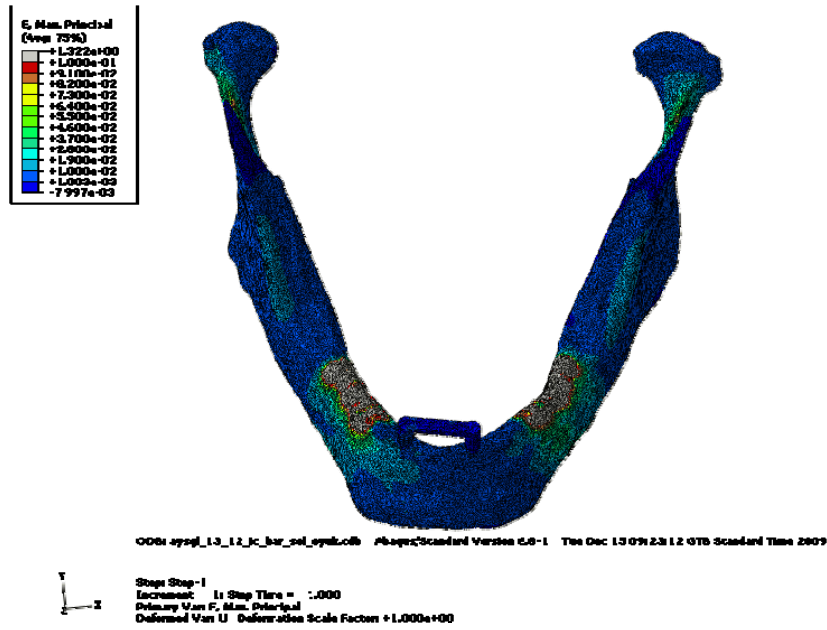
Şekil 4-32: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



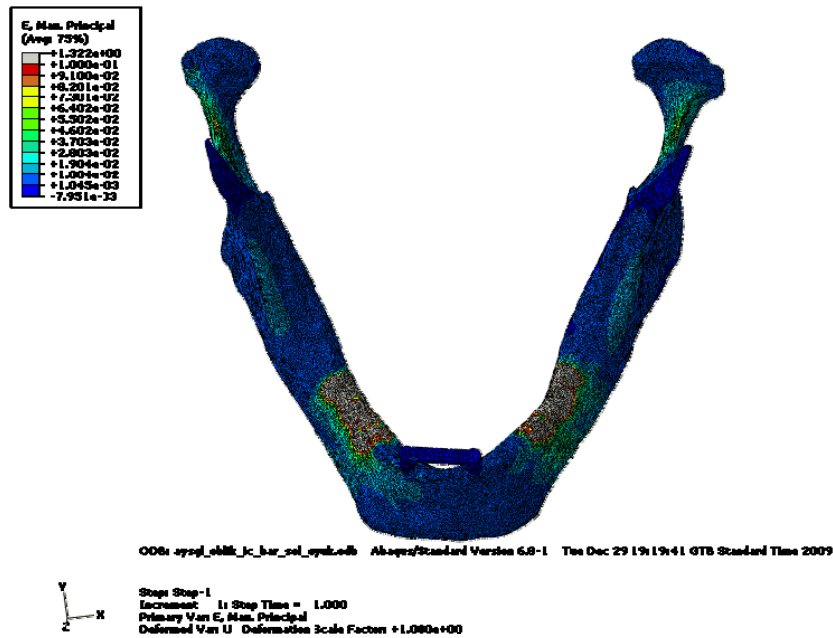
Şekil 4-33: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball atışman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



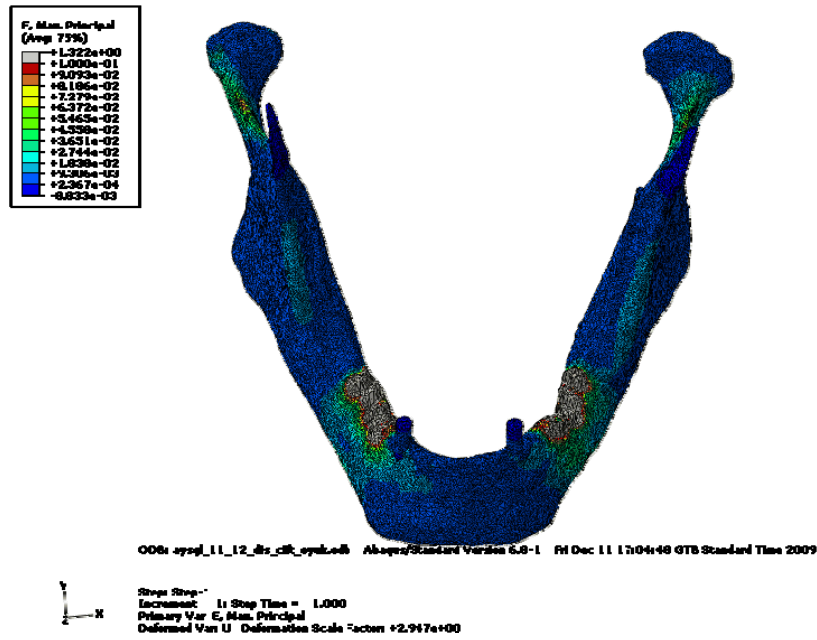
Şekil 4-34: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



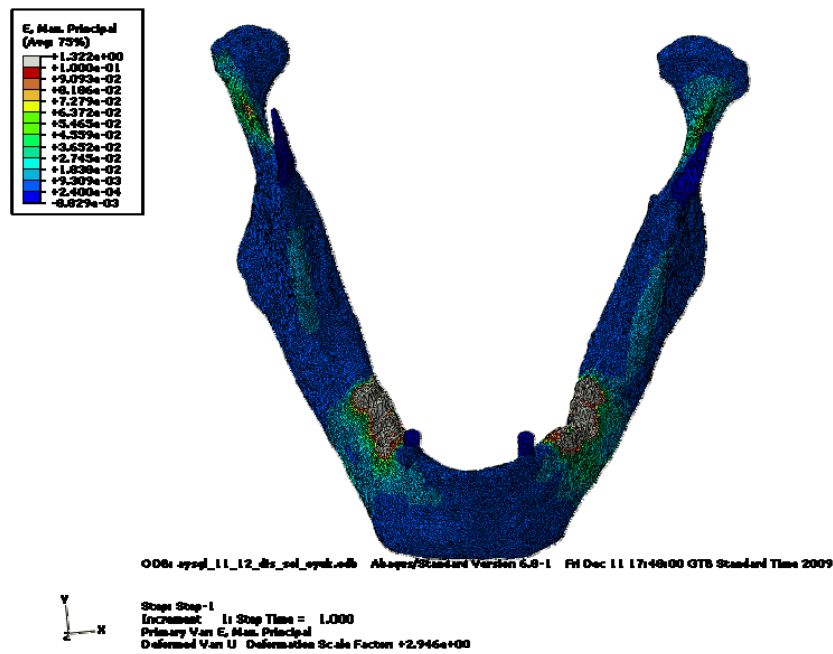
Şekil 4-35: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



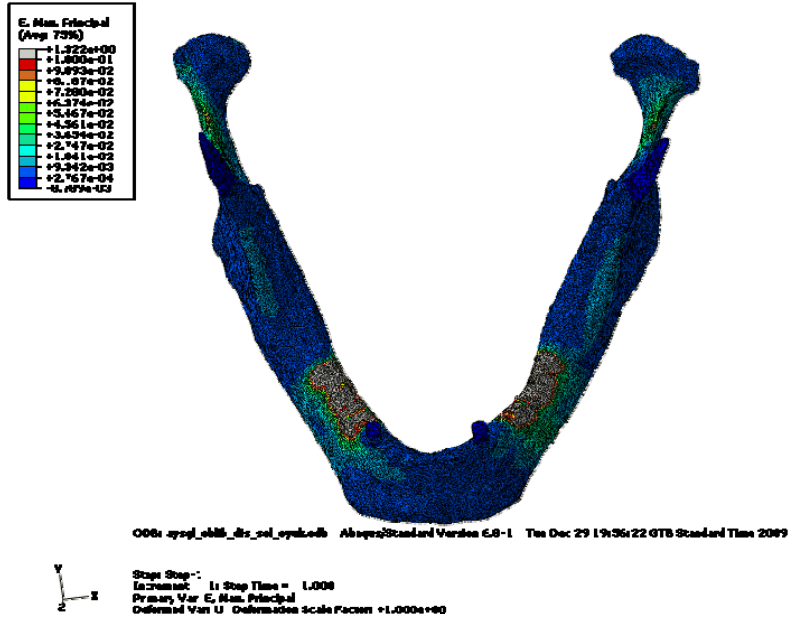
Şekil 4-36: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



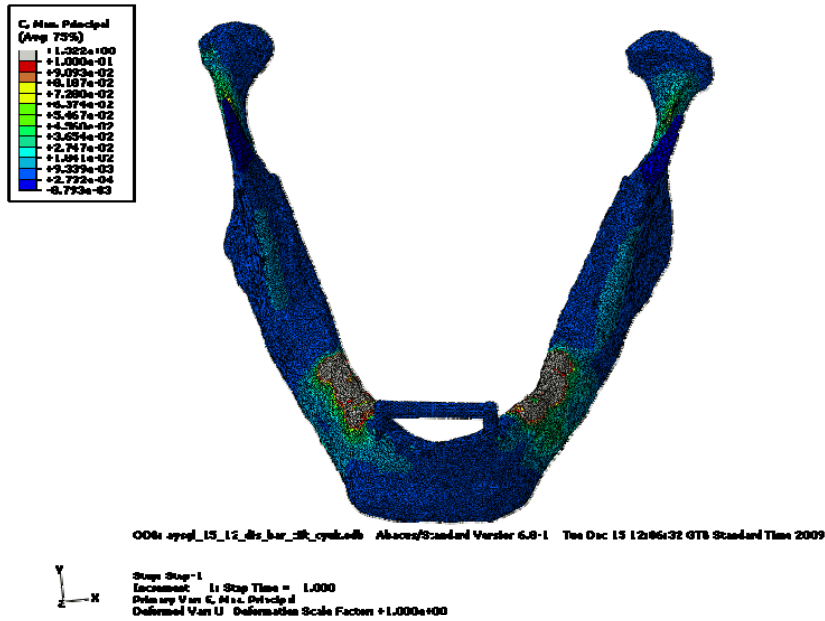
Şekil 4-37: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



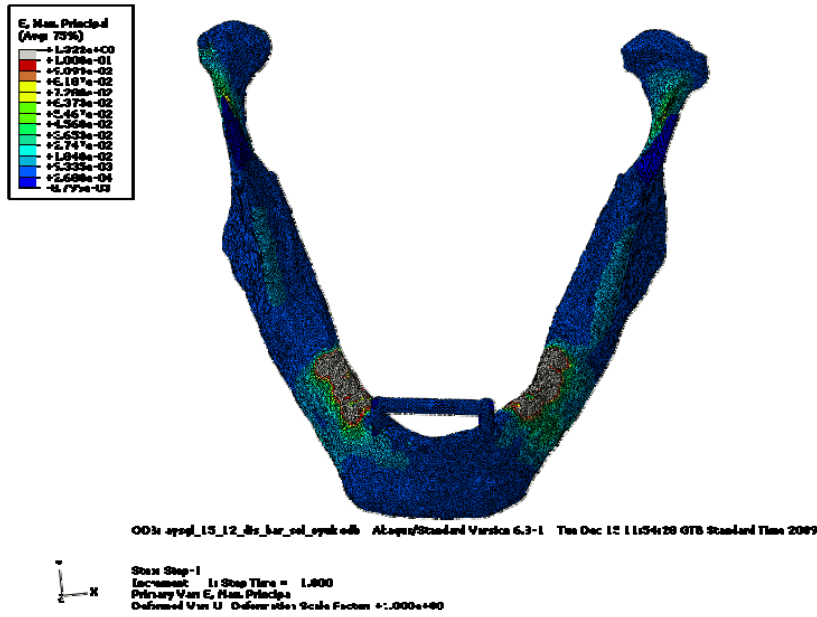
Şekil 4-38: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



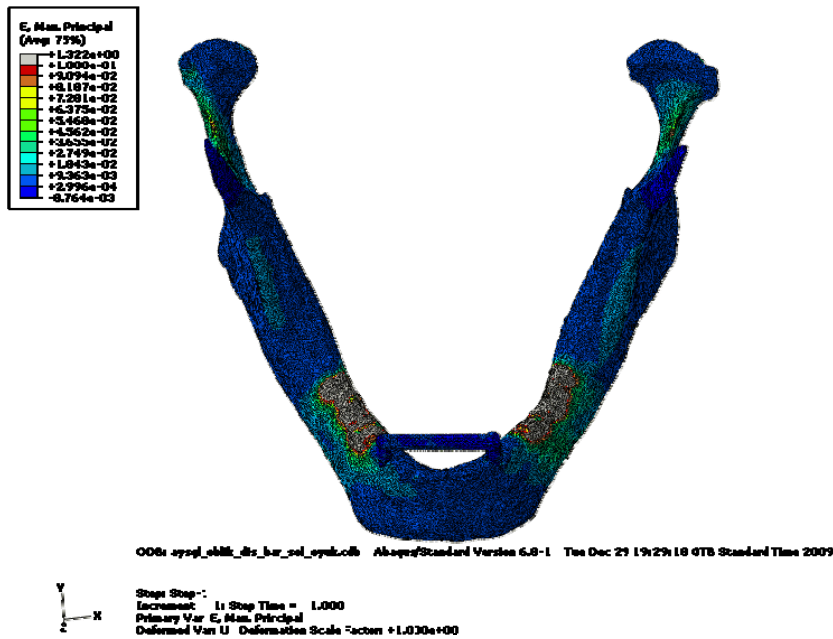
Şekil 4-39: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



Şekil 4-40: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



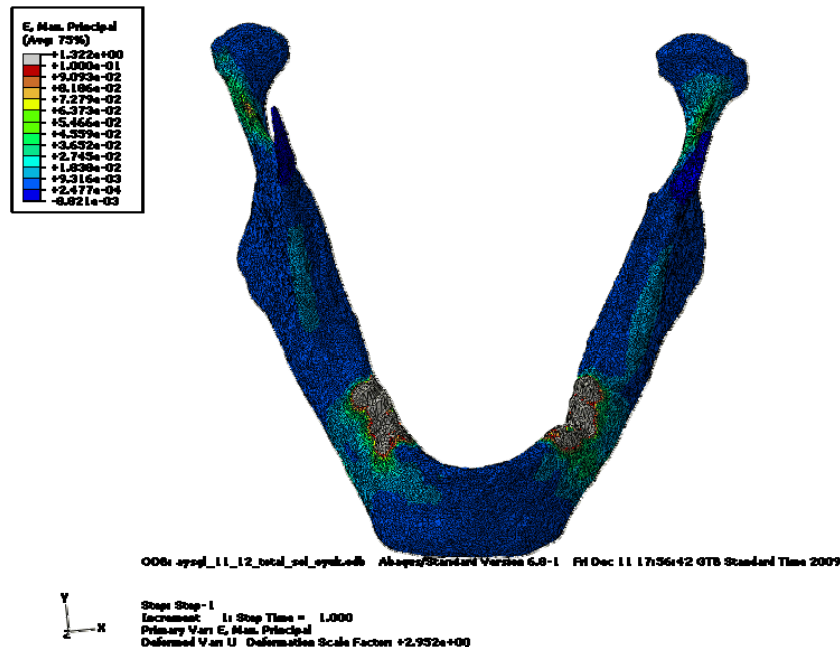
Şekil 4-41: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



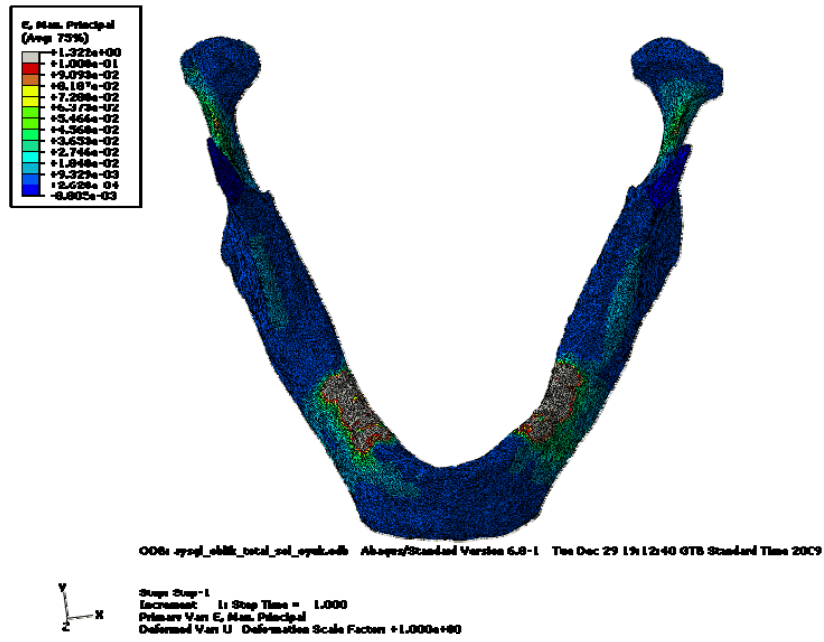
Şekil 4-42: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



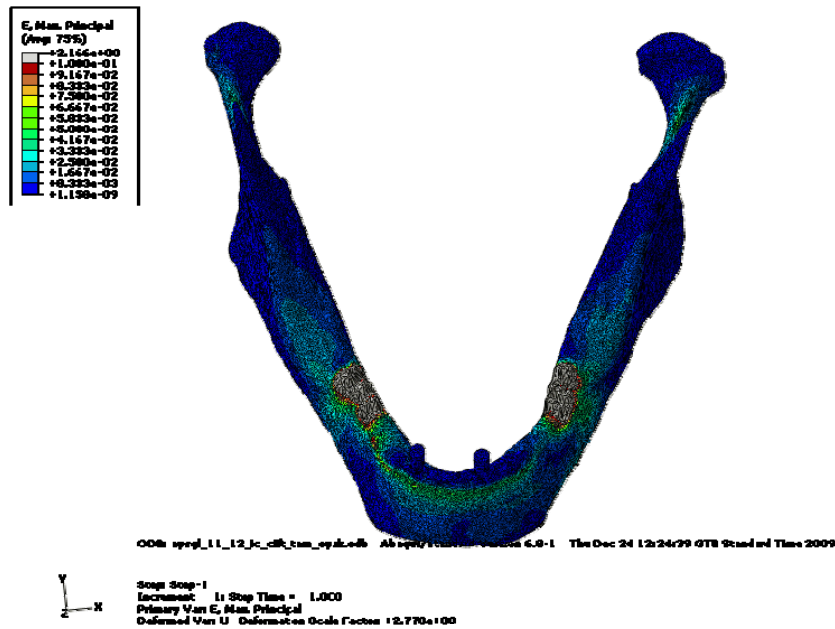
Şekil 4-43: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



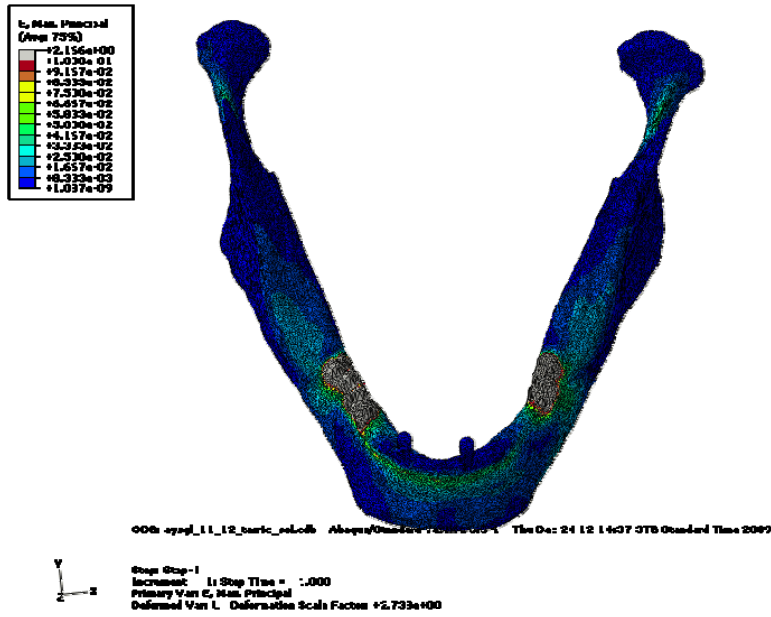
Şekil 4-44: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



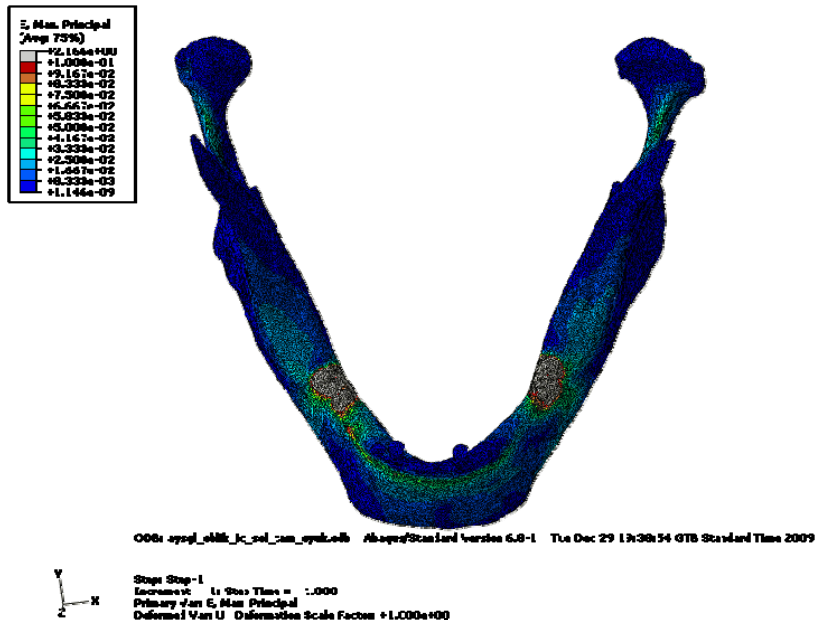
Şekil 4-45: Arkaya eğimli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



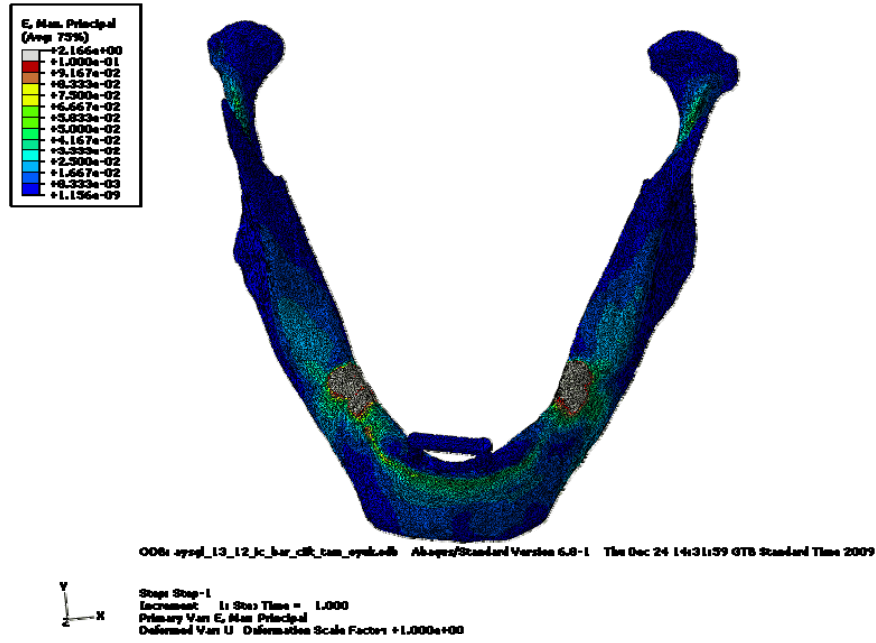
Şekil 4-46: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



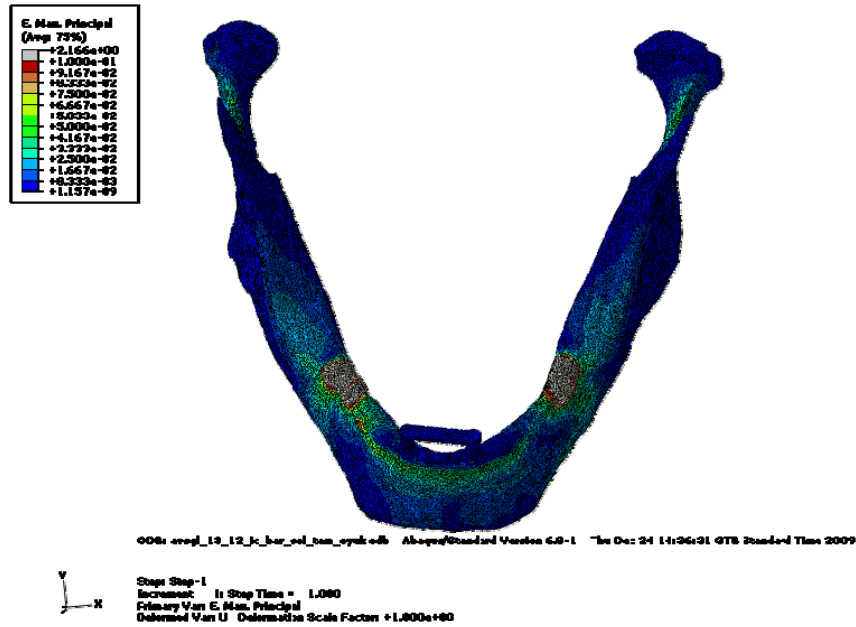
Şekil 4-47: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



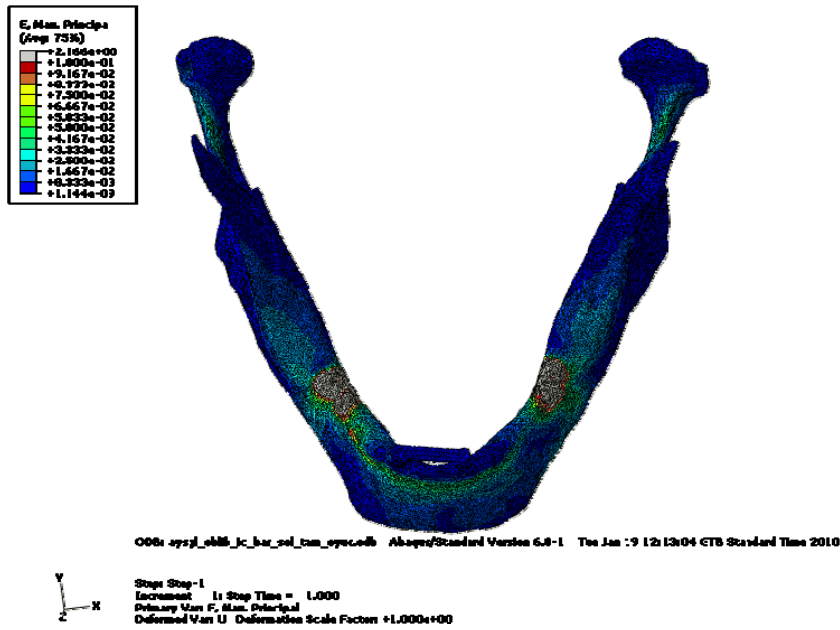
Şekil 4-48: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



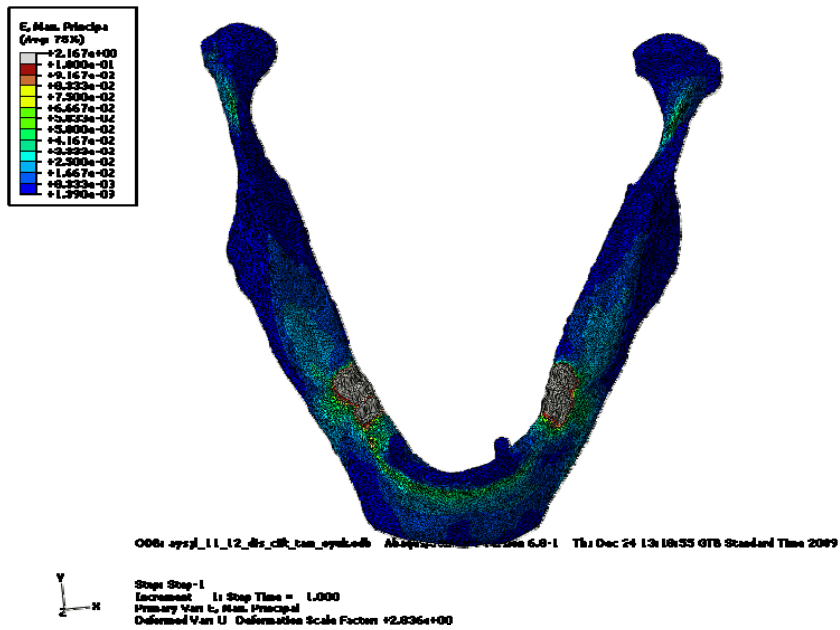
Şekil 4-49: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



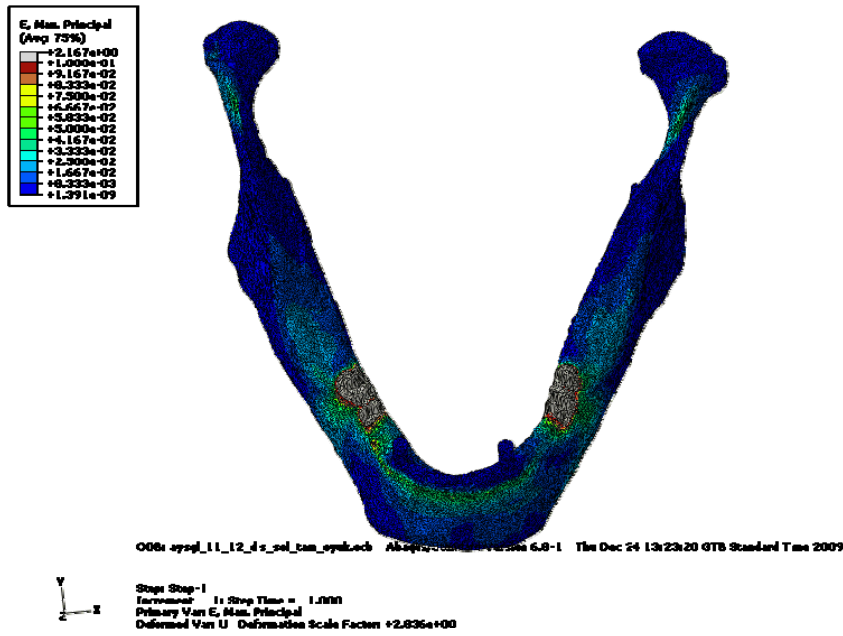
Şekil 4-50: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



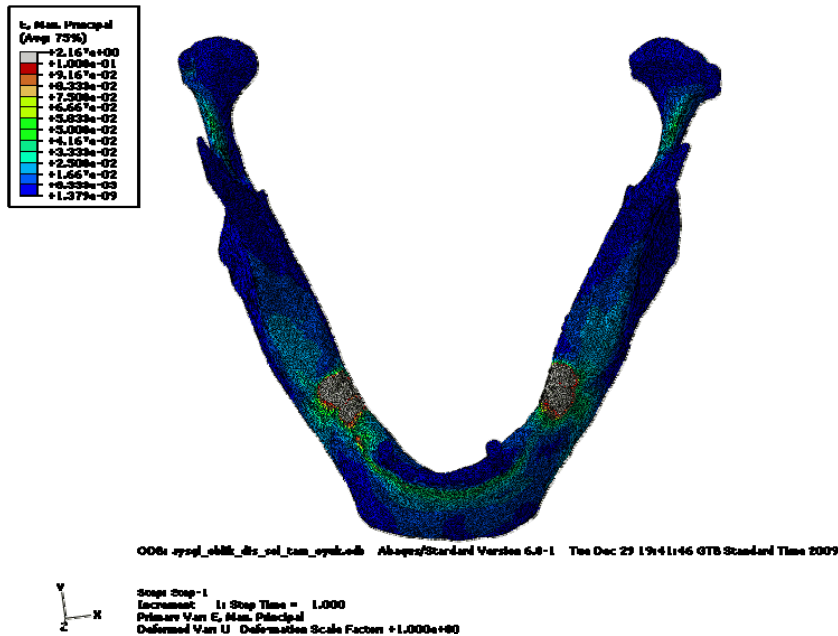
Şekil 4-51: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe yakın olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



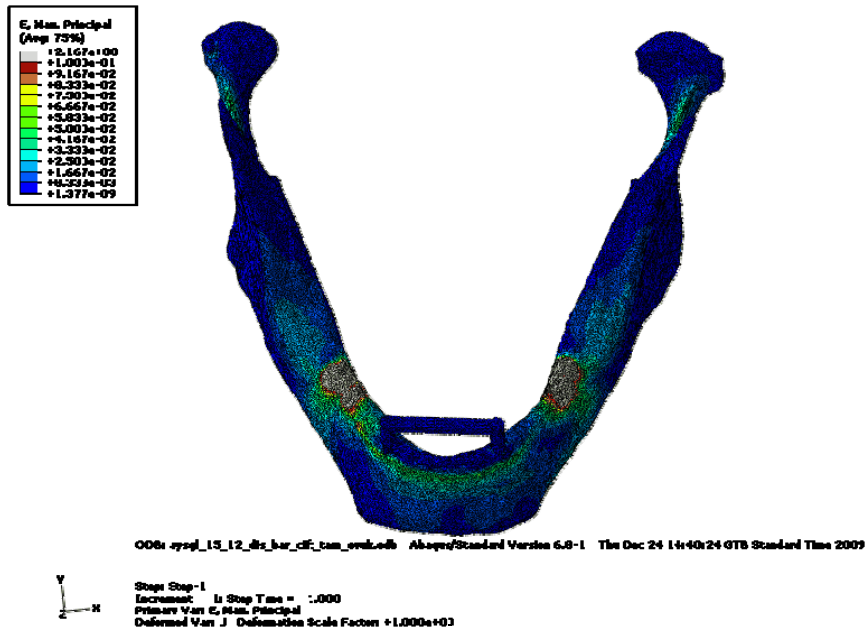
Şekil 4-52: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



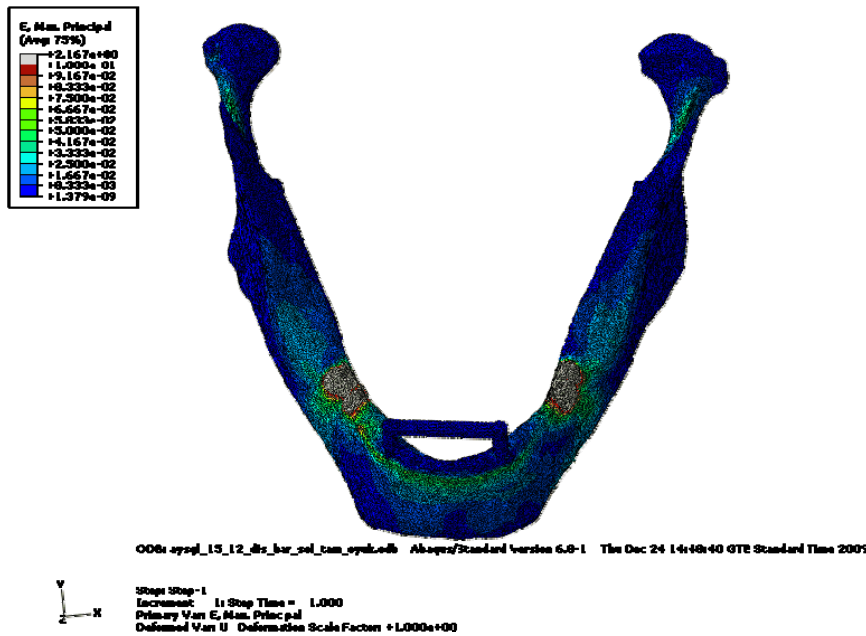
Şekil 4-53: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



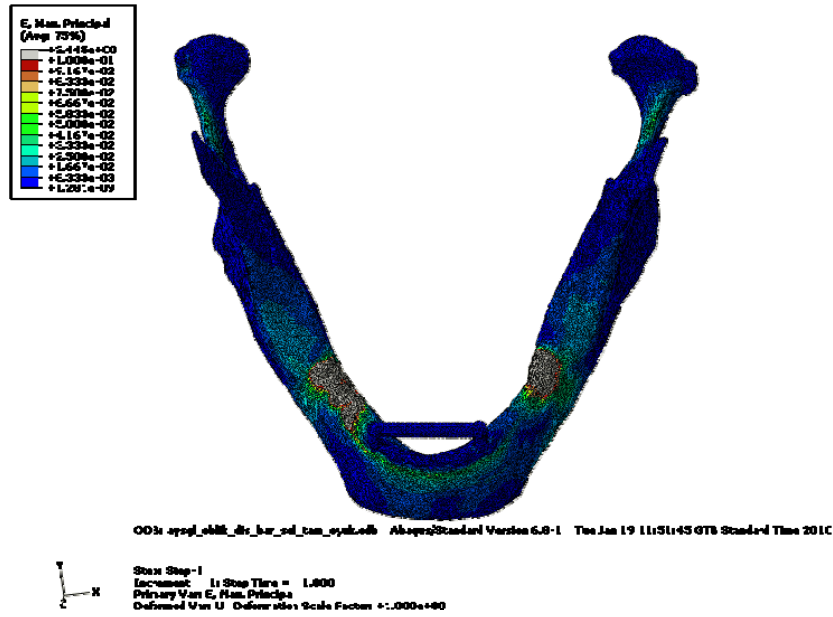
Şekil 4-54: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve ball ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



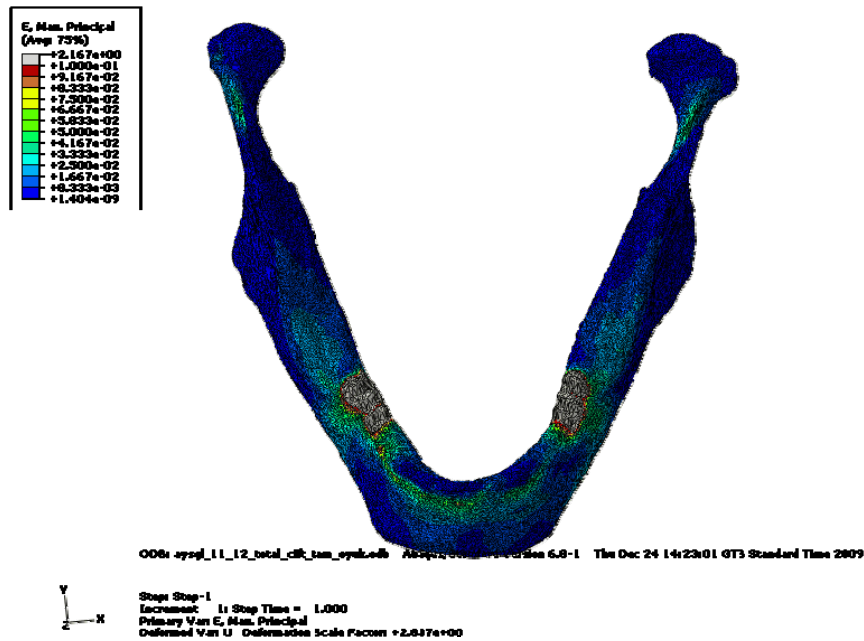
Şekil 4-55: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



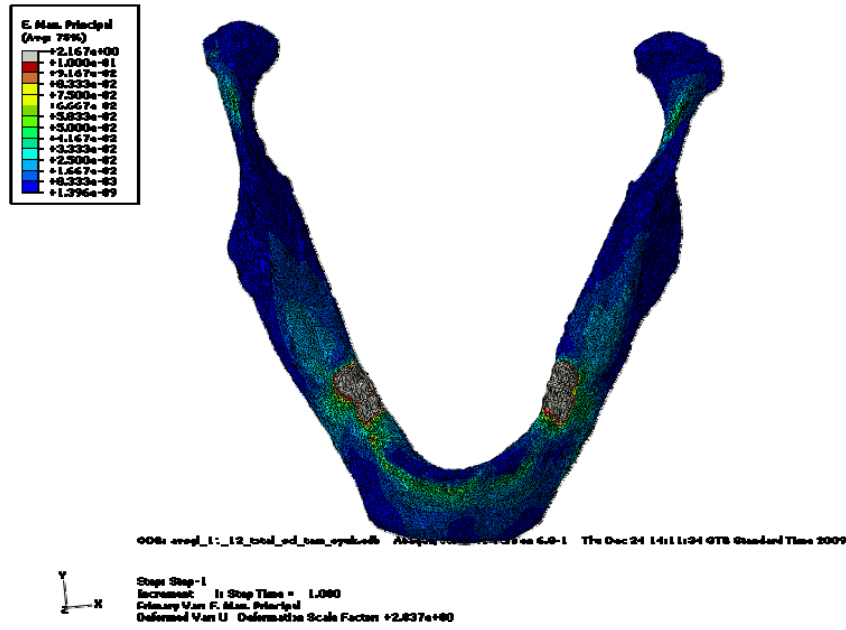
Şekil 4-56: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar atışman kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



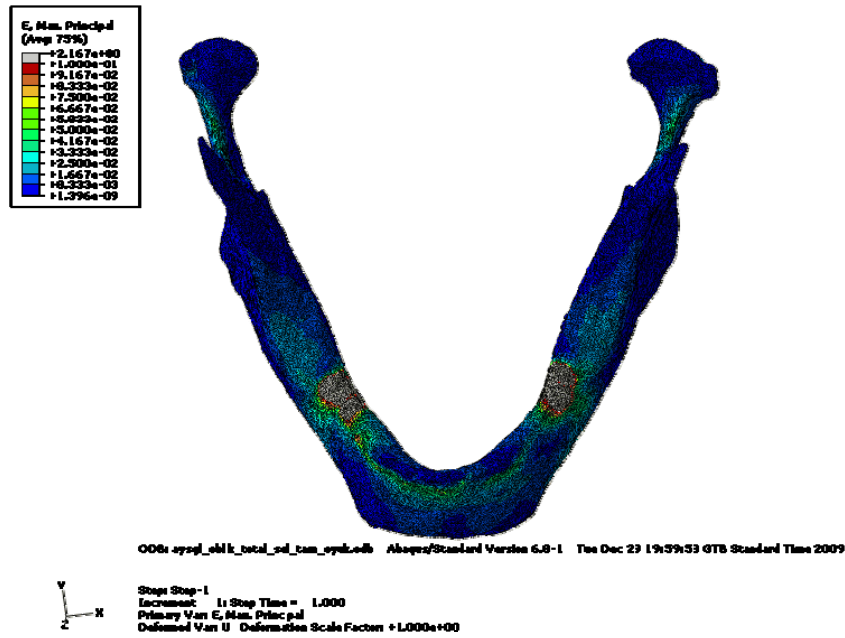
Şekil 4-57: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde implantlar arası mesafe uzak olduğunda ve bar ataşman kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde ve implantlarda oluşan strain dağılımları



Şekil 4-58: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında çift taraflı dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları



Şekil 4-59: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol) dikey yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları

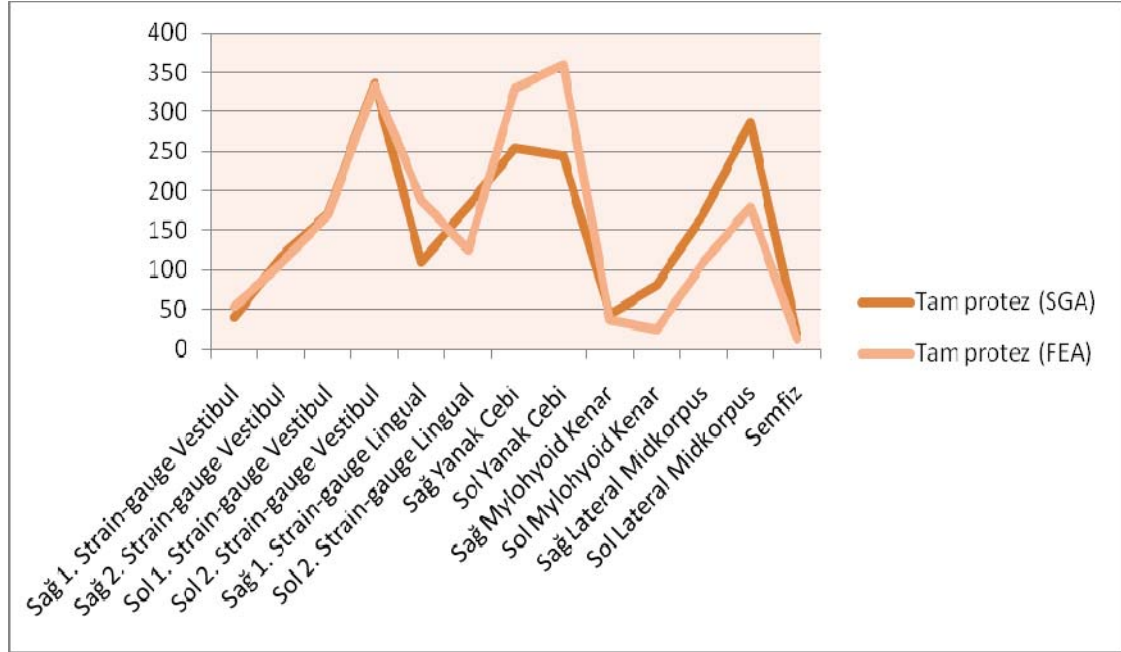


Şekil 4-60: Şiddetli rezorbsiyon gösteren kretlerde geleneksel tam protez kullanıldığında tek taraflı (sol çapraz) oblik yükleme durumunda alt çene kemiğinde oluşan strain dağılımları

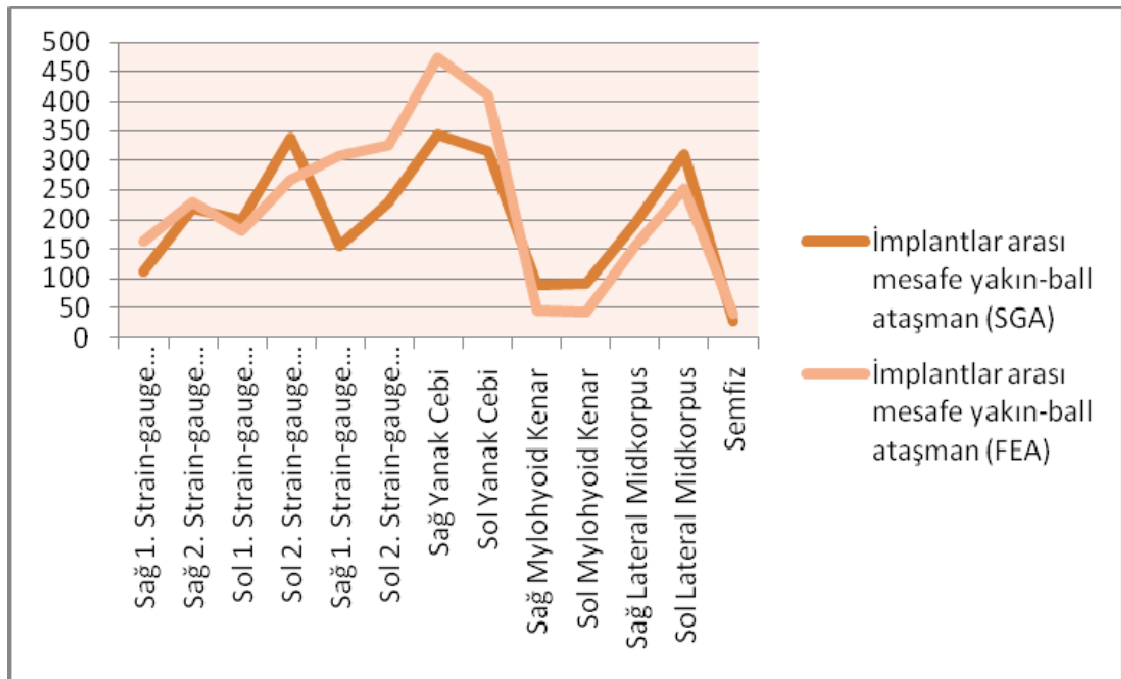
SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması

Bulgular bu bölümünde; sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini kalibre etmek amacıyla yapılan strain gauge gerilme analizi uygulaması sonrası elde edilen değerler ile benzer modellerden sonlu elemanlar gerilme analizinden elde edilen verilerin karşılaştırması grafikler kullanılarak değerlendirildi. Bu bölümde strain gauge gerilme analizinde ve sonlu elemanlar gerilme analizinde kullanılan modeller; normal rezorpsiyon gösteren alt çene kemiklerinde implantsız tam protez modeli üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme; benzer alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve implant üstü protezlerin implantlara ball ataşman kullanılarak bağlandığı model üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme; implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve overdentureların implantlara ball ataşman kullanılarak bağlandığı model üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı, tek taraflı sağ ve tek taraflı sol statik dikey yükleme durumudur (Şekil 4-61) (Şekil 4-62) (Şekil 4-63) (Şekil 4-64) (Şekil 4-65) (Şekil 4-66) (Şekil 4-67) (Şekil 4-68) (Şekil 4-69).

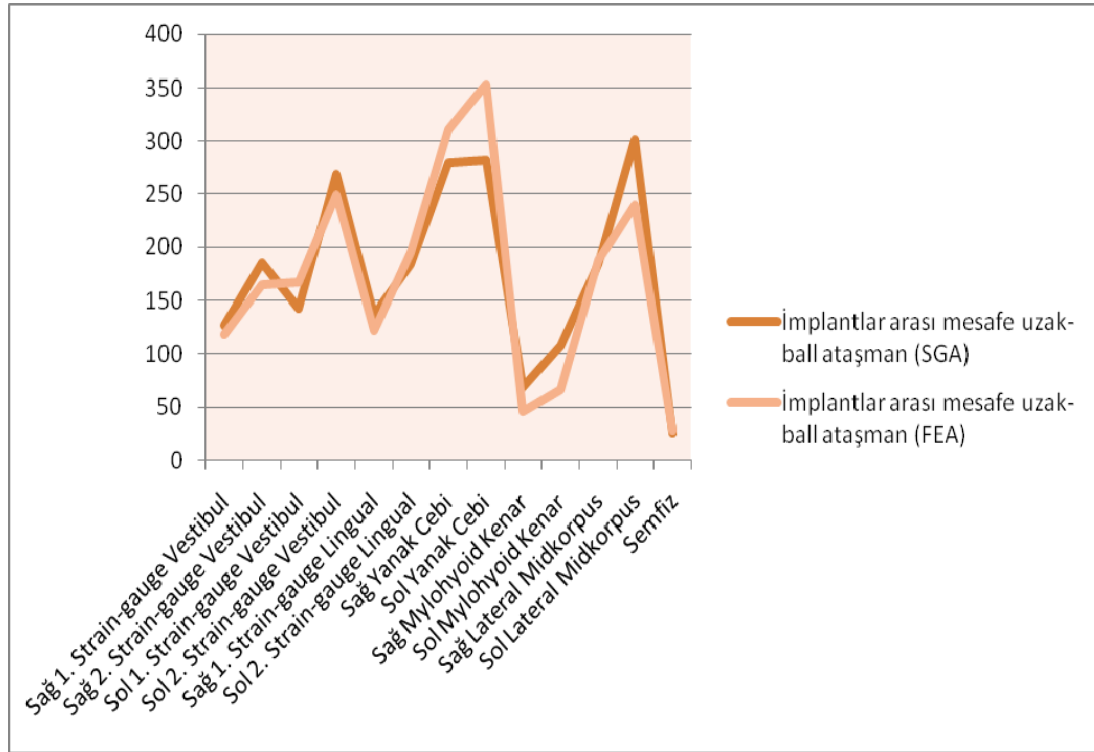
Şekil 4-61: Çift taraflı dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



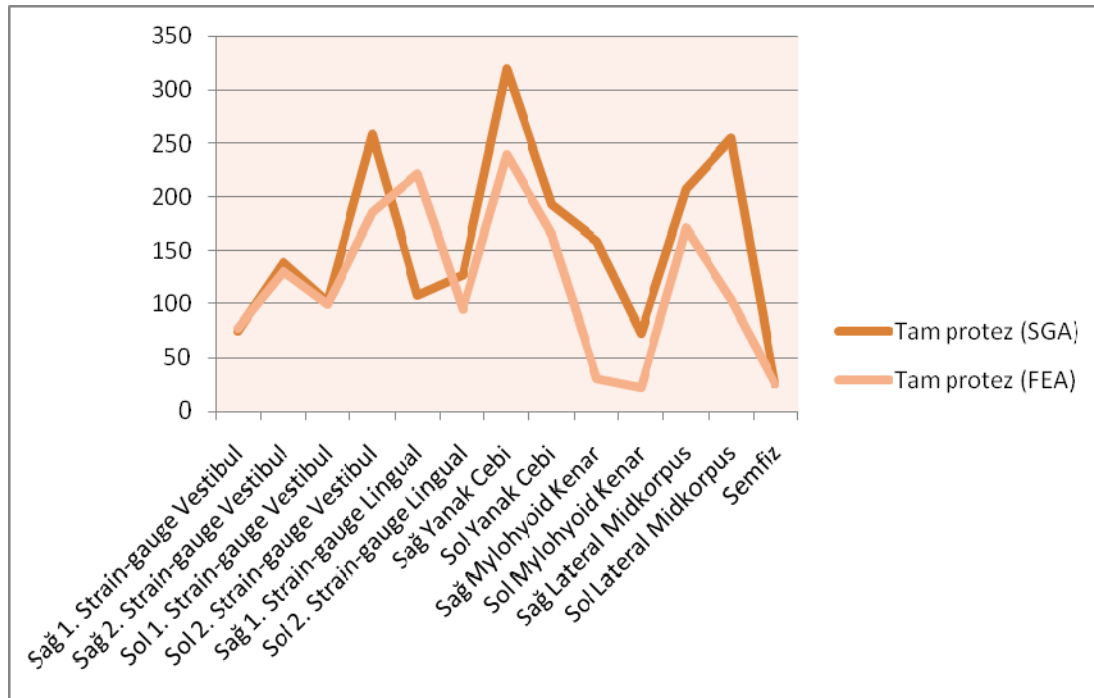
Şekil 4-62: Çift taraflı dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



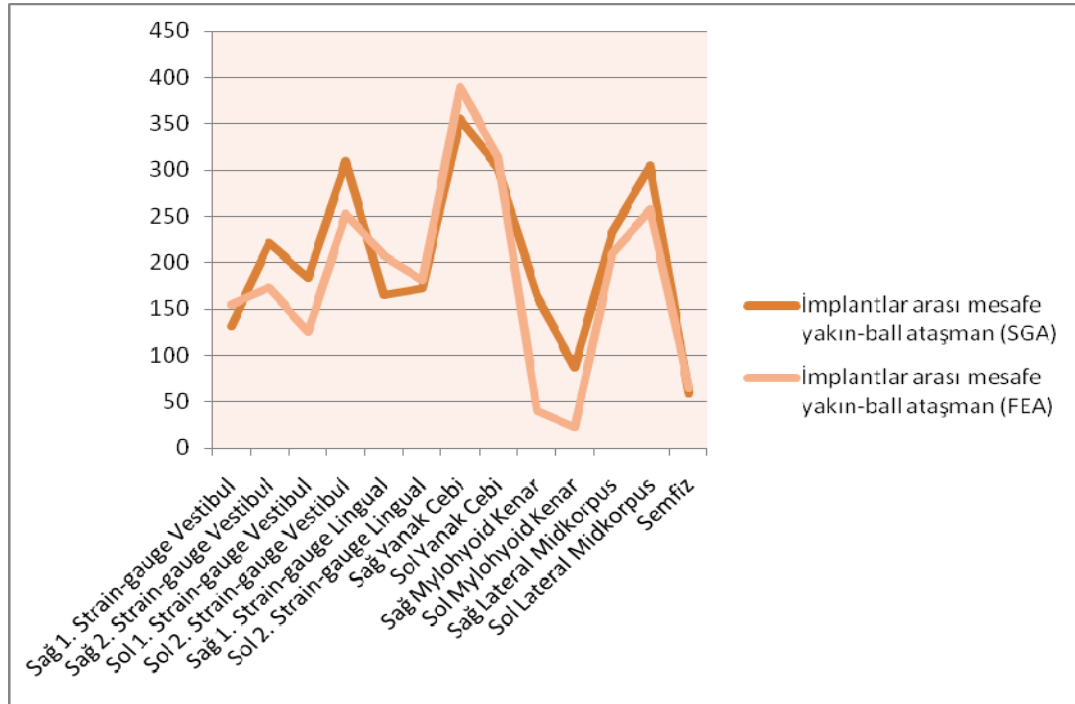
Şekil 4-63: Çift taraflı dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



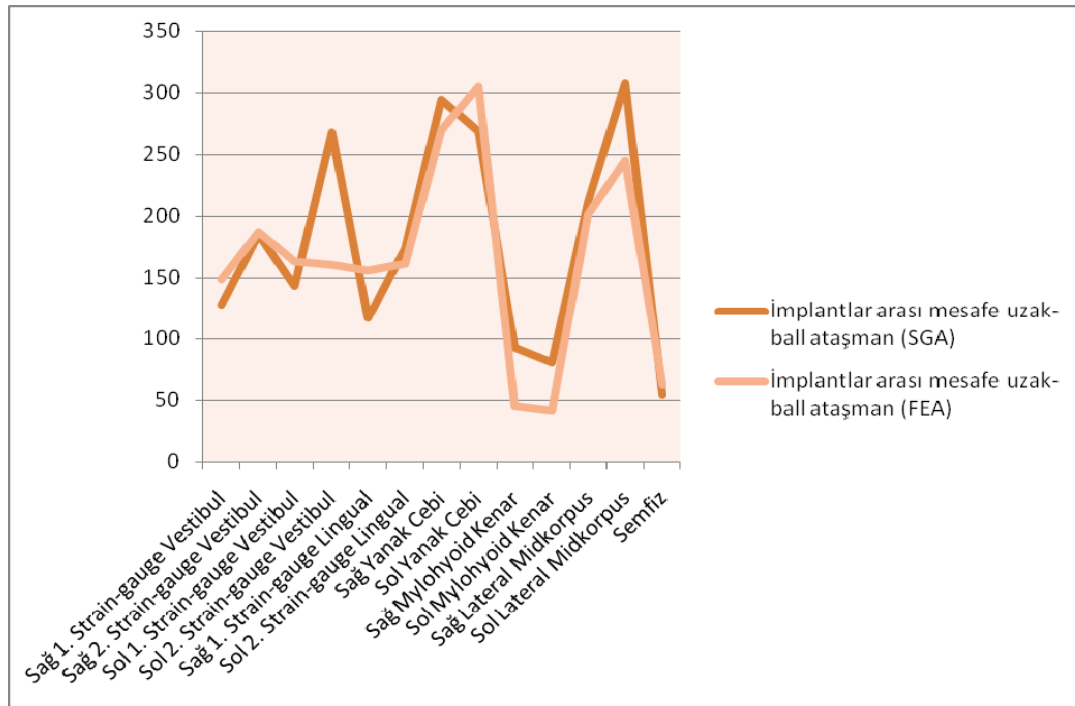
Şekil 4-64: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



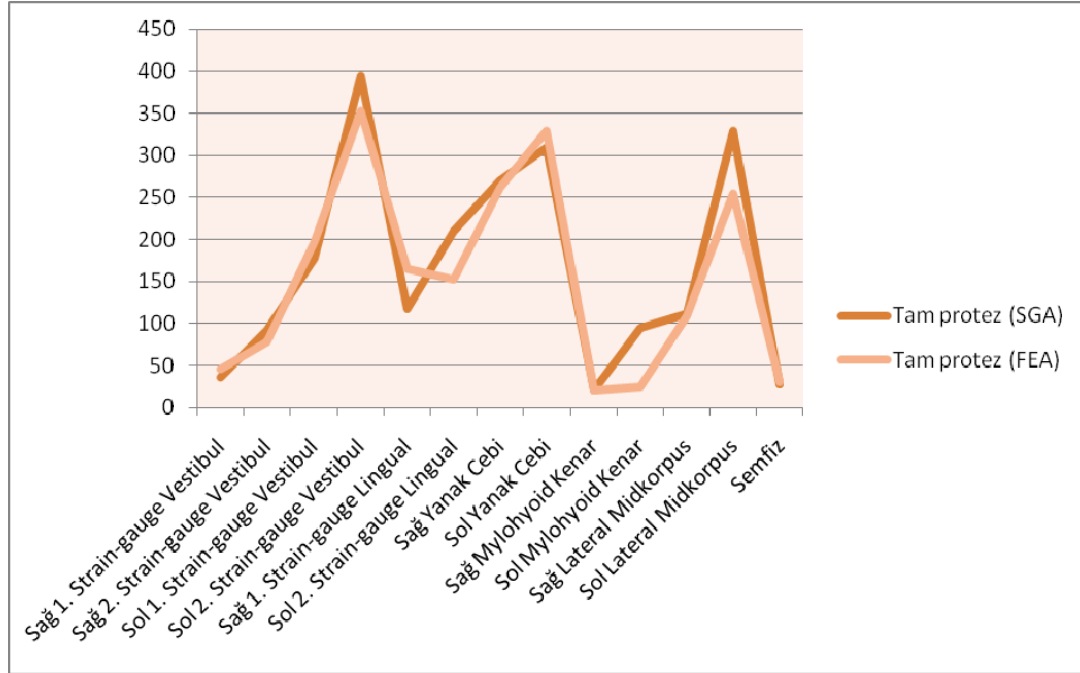
Şekil 4-65: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



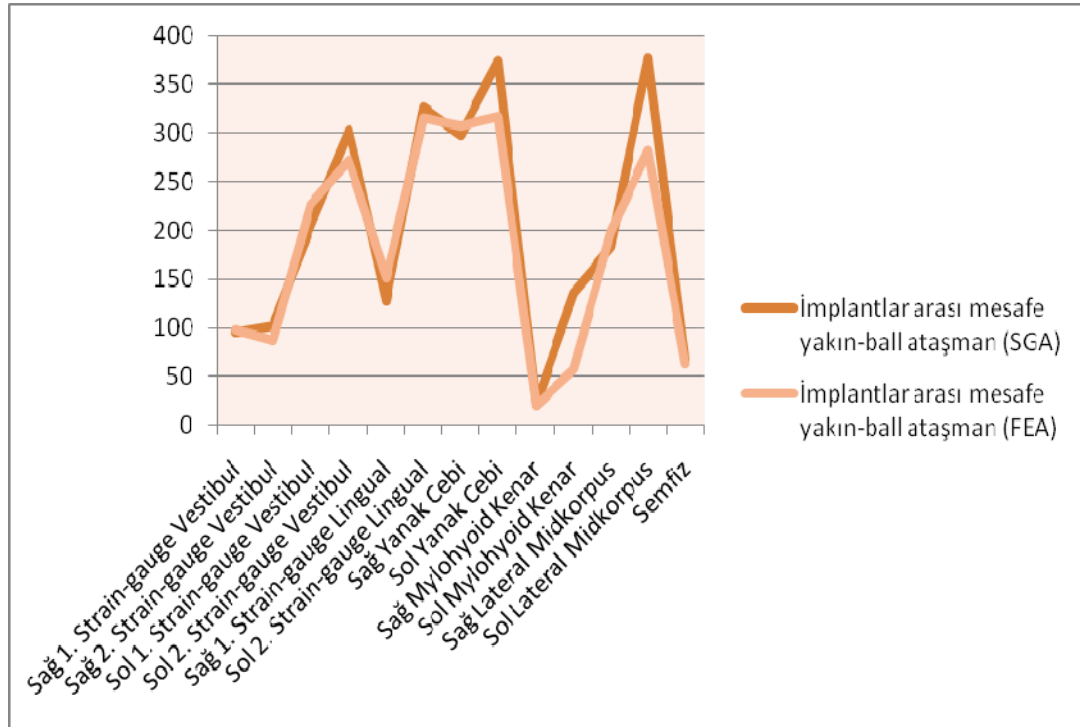
Şekil 4-66: Tek taraflı (sağ) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



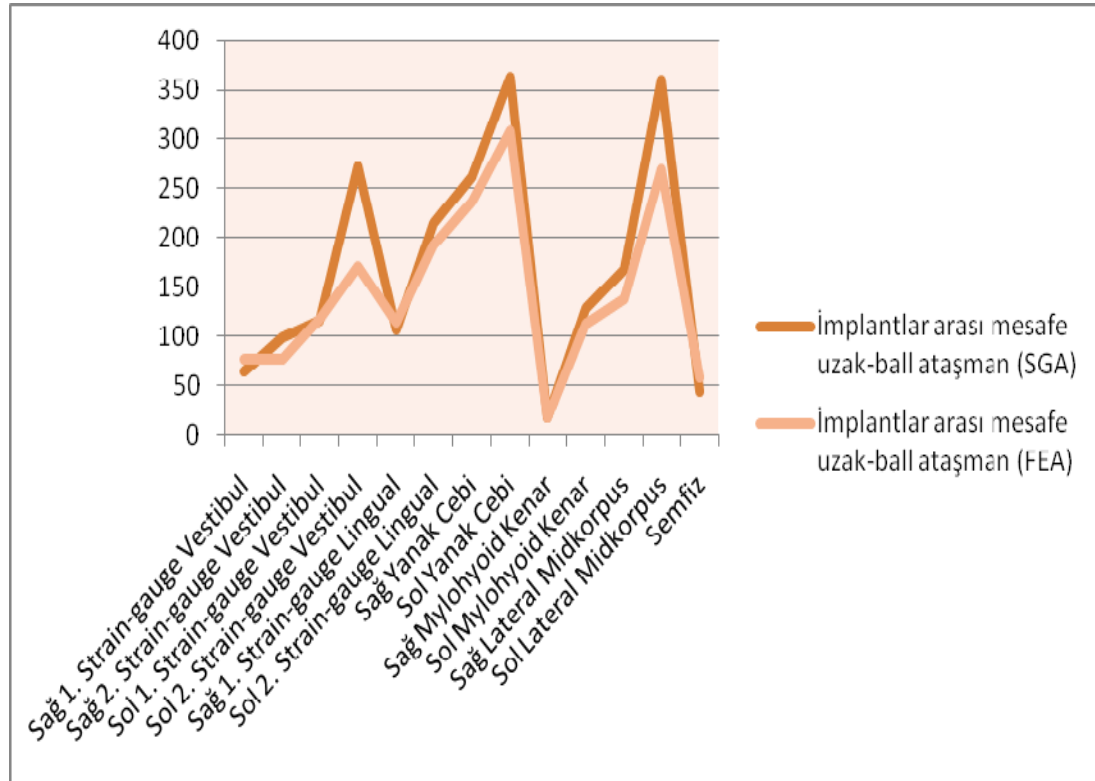
Şekil 4-67: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası tam protez modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



Şekil 4-68: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



Şekil 4-69: Tek taraflı (sol) dikey yükleme sonrası implantlar arası mesafenin uzak olduğu ve ball ataşman kullanıldığı overdenture modellerindeki SGA ve FEA sonuçlarının karşılaştırması



5. TARTIŞMA

Dental implantlar, kısmi 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 (12, 17, 18). İmplantların dişsiz hastaların tedavisinde kullanımı, protetik tedavi seçeneklerinin artmasını sağlar (89). Branemark ve ark. ilk olarak dişsiz alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirilen 5 yada 6 implant üzerine uygulanan sabit protez ile yükleme yapmışlardır (32). Fakat daha sonraki yıllarda van Steenberghe ve arkadaşları yaptıkları prospektif değerlendirmeler sonrasında tam dişsiz çenelerin tedavisi için 6 implantla sağlanacak başarının, interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant ile gerçekleştirilebileceğini bildirmişlerdir (280). 2002 yılında Montreal’de düzenlenen sempozyumda ortaya konulan McGill uzlaşısı ile, alt çene tam dişsizlik olgularında uygulanabilecek ilk tedavi alternatifinin iki implant üstü hareketli protez olduğu belirtilmiştir (264). İki implant üstü hareketli protezler; retansiyon (200) ve stabiliteyi artırması, hastanın fonksiyon ve fonasyonunda iyileşme sağlaması (12), rezidüel kret kaybını önlemesi (49, 281), 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 artırır (32, 200, 281).

İmplantların başarı oranını etkileyen birçok faktörden bahsedilir. Bunlar başlıca; çene kemiğinin kalitesi ve kantitesi (111), ark morfolojisi (167), implant dizaynı (112), yüklemenin tipi ve miktarı (112), protetik tedavinin şekli (127) ve kullanılan cerrahi tekniktir (201). İmplantların dişsiz hastalarda bir tedavi alternatifi olarak kullanılmaya başlanmasından sonra çene kemiğinin eksternal ve internal morfolojisi yapılacak restorasyonun başarı oranının artırılması için daha da önemli bir hal almıştır. Dişsiz çene kemiğine kasların yapışma alanına göre oluşan destek doku alanı, tam protezlerin sınırlarını belirler (219). Dişsiz mandibular rezidüel kret şekli (alan, yükseklik ve hacim) protez kullanan hastaların çiğneme etkinliğini (202), protezin retansiyon ve stabilitesini önemli oranda etkiler (196). Bu durumda özellikle tam protez kullanan hastalarda, başarılı bir protetik tedavinin ön görülebilmesi için protezin destek yüzeyinin değerlendirilmesi önem taşır. Rezidüel kretin zamanla oluşan rezorpsiyonu

(219, 263) anatomik, metabolik ve mekanik etkenlerin birleşmesiyle oluşan biyomekanik ve multifaktöriyel bir hastalıktır. Dişsiz çenelerin senil atrofisi, protetik tedavide tartışılan önemli konulardan biri olmuştur. İlk yıllarda iyi uyumlu bir tam protezin rezidüel kret kaybını azaltacağı ve protez kullanmayan hastalarda kemik kaybının artacağı düşünülmekteydi. Bu konsept 1960'lerden sonra tam protez kullananlardaki rezidüel kret kaybının kullanmayanlara göre fazla olduğunun gösterilmesi ile tekrar sorgulanmaya başlanmıştır. Bu düşünceye göre, protezlerin gece uyurken kullanılmaması kemik kaybını azaltır (47). Fakat bu görüşü desteklemeyen bazı çalışmalar da mevcuttur (23). Yazarların çoğu rezidüel kret rezorpsiyonunun, protezin muhtemel hareketlerinin etkileri nedeniyle, protezlerin kullanılmamasından ziyade kullanılması ile ilgili olduğu konusunda fikir birliği içindedirler. Buna rağmen kullanılmama atrofisi tamamen terkedilmiş bir konsept değildir. Kemik dokusuna yeterli fonksiyonel uyarıyı iletemeyen protezlerin, en az kemiğe iletilen zararlı yükler kadar önemli olabileceğini belirtilmektedir (229). Protez taşıyan alanlara gelen travma, hatalı okluzyon, kötü uyumlu protez veya olumsuz yükleme koşulları gibi birçok faktör rezorpsiyonu artırabilmektedir. Okluzal faktörlerin protetik tedavinin başarısındaki rolünün çok küçük olduğu düşünülse de (211), okluzal varyasyonların rezidüel kret rezorpsiyonuna etkilerini ortaya koymaya çalışan sistematik çalışmaların yetersiz olduğu gerçektir.

Rezidüel kretleri destekleyen kemik dokusunun horizontal düzlemler ve karşıt ark ile ilişkisi tedavinin başarı oranını etkileyen bir faktördür (200, 219). Bu kemiğin yönü ve açısı, içine yerleştirilecek implantın, karşısındaki implanta veya komşu dişe göre, yerinin ve yönünün belirlenmesine yardımcı olur. Bu nedenlerle, dişsiz çenelerde rezidüel kretin kemik morfolojisinin anlaşılması ve bilinmesi; protezin retansiyon ve stabilitesini sağlayacak implantların yerleştirilmesi, implantlarla çevresindeki dokuya iletilen streslerin kemikte oluşturduğu doku cevabının iyileştirilmesi ve planlanan restorasyon için uygun abutmentin seçilmesi için önemlidir (219). Ankraj tipinin seçiminde, retansiyon, çene kemiği anatomisi, morfolojisi ve hasta memnuniyeti başlıca dikkat edilmesi gereken durumlar olarak ifade edilir (239). Çene kemiği morfolojisinin, implantlarla çevresindeki kemikte oluşturduğu streslerin tedavinin başarısını etkileyeceği üzerinde sıkça durulan bir konu olmasına rağmen (178) yapılan çalışmaların yetersizliği dikkat çekicidir. Dişsiz alt çene kemiklerinin kret eğimine göre

hangi tutucu tipinin uygun olduğu ve implantlar arasındaki mesafenin kuvvet dağılımına etkisi ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Morfolojik değışikliklerin etkileri üzerine çalışma yapılması gerekliliği bazı literatürde vurgulanmaktadır. Çalışmamızda çene kemiği morfolojisinin etkilerini incelemek üzere, dört farklı rezorpsiyon şekli gösteren alt çene kemiklerine, aralarındaki mesafenin ve retantif elemanlarının değıştiği iki implant ile desteklenen hareketli protezler yaparak kemikte ve implantlarda oluşan strain dağılımlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması

Son yıllarda medikal teknolojinin gelişiminde, mühendislik uygulamaları ön plana çıkmaktadır. Günümüzdeki modern ölçüm sistemleri ve bilgisayar ile sayısal analiz konularındaki ilerlemeler sonucunda, mekaniğin hemen hemen her konusu biyomekanik çalışmalarında uygulanmaktadır (266). İmplantların ve protetik tedavilerin biyomekanik özellikleri üzerine yapılan çalışmalar, implantlar üzerindeki streslerin ölçülmesinde ve protez parçalarının deformasyonunun tespitinde mühendislikte kullanılan bazı yöntemlerin faydalı olabileceğini göstermiştir. Bunlardan en çok kullanılanları; gerilim ölçer (strain gauge) analizi (13, 60, 97, 265), fotoelastik yöntem (13, 138) ve sonlu elemanlar analizidir (20, 21, 167, 169).

Alt çene kemiğinin fonksiyonu sırasında oluşan stres ve strainlerin belirlenmesi ve implant biyomekaniği için çeşitli in vivo yöntemler kullanılmaktadır (177). Bu amaçla mandibula yüzeyine strain gauge'ler yerleştirilerek ölçümler yapılabilir. Gauge'ler kemik üzerinde yapıştırılacağı alanların kasların bağlantı alanları olması araştırmaları kısıtlayan bir faktördür. Bu gibi yöntemler insanlarda tercih edilmemekle birlikte, daha çok makak maymunu ve babunlar üzerinde kullanılmaktadır (69). Fakat insan çene morfolojisinin bu hayvanlarınkinden farklı olması biyomekanik sonuçlarını da değıştirebilmektedir. Dolayısıyla canlı kemik dokusundan elde edilen veriler çok kısıtlı bilgi sağlar (177).

Biyomekanik konusunda birçok in vitro çalışma gerçekleştirilmektedir. Fotoelastik maddeler kullanılarak oluşturulan alt çene kopyaları ile iç stresler (224) değerlendirilirken, mandibulanın dış yüzeyi fotoelastik materyal ile kaplanarak yüzey

stresleri çözümlenmeye (187) çalışılmıştır. Fotoelastik analiz yönteminin en büyük dezavantajı kullanılan materyalin mekanik özelliklerinin kemiğinkinden oldukça farklı olmasıdır.

Alternatif bir yöntem olarak; kadavra mandibularına yapıştırılan strain gauge'ler kullanılarak, yükler altında oluşan strainlerin büyüklüğü ve yönü tespit edilmektedir (55, 69). Kemik üzerindeki strainlerin doğrudan ölçümü kabul görmüş bir tekniktir (13). Buna rağmen strain gaugelerin kullanımına ait bazı kısıtlamalar vardır. Birincisi; kısa devrenin önlenmesi için tükürük yada kandan izole edilmelidir. İkincisi; strainlerin doğru olarak ölçülmesi için, deney sırasında materyal yüzeyine sıkıca yapıştırılmış olmalıdır. Üçüncüsü; bir noktadaki ve bir yöndeki straini ölçebilirler; rozet şeklindeki strain gauge'ler strainlerin her iki boyuttaki durumu belirlemek için gereklidir. Eğer rozetteki her bir gauge aynı noktadaki strain komponentini ölçmüyorsa hata oluşabilir (13). Bu çalışmalardaki en önemli kabul (varsayım) çene üzerine gelen kuvvetlerin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası ile ilgili olmuştur. Ayrıca bu analizler strain gaugelerin çene kemiğinin üzerinde yapıştırıldığı yada gömüldüğü alandaki strainlerin ölçümüyle ve çenenin statik durumuyla sınırlı kalmıştır (5). Varsayımların kesin olmayışı ve yapılan basitleştirmeler nedeniyle bu çalışmaların sonuçlarını değerlendirmek oldukça zordur.

Başka bir yaklaşım ise alt çenenin matematiksel modellerinin oluşturulmasıdır. Mandibulanın düz veya eğri bir kiriş şeklinde modellenmesi ile alt çenenin biyomekaniği için yeni bir anlayış getirmiştir (117). Matematiksel modellerin analizi basitliği nedeniyle ilgi çekici olsa da, mandibulanın geometrisini tam olarak taklit edememesi kullanımını sınırlandırmıştır. Bu olumsuz durum sonlu elemanlar yöntemi ile çözülmüştür. Sonlu elemanlar gerilme analizi ile alt çene kemiği sonlu boyutlar dahilinde ve bir çok sayıda küçük elemana bölünebilmektedir (146, 149). Üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile; ısırmayla oluşturulan kuvvetlere göre kaslardaki, eklemlerdeki, mandibuladaki stres ve strain dağılımı ve oranları değerlendirilebilmektedir. Ayrıca bu yöntemle, herhangi bir değişkenin stres ve strain dağılımı üzerine etkisi tek başına ele alınabilmektedir (148). Örneğin; yüklerin, mandibula geometrisinin, kemik yoğunluğunun, diş kaybının, ortodontik kuvvetlerin ve ya implantların değişimi gibi. Sonlu elemalar yöntemi, uygulanan kuvvetler ve kemik

dokusu ile ilgili bazı varsayımları olsa da, kullanılan birçok klasik yöntemden daha üstün özelliklere sahiptir.

Biyomekanik çalışmalarda kullanılan analizlerin kısıtlılıkları, çeşitli karşılaştırmaların yapılmasına neden olmuştur. Heckmann ve ark.'ın in vivo ve stereolithografik in vitro yöntemi karşılaştırdıkları çalışmada elde edilen sonuçlar benzer bulunmuştur. İn vivo verilerin daha yüksek olması ise, ağızdaki destekleyici mukozanın daha yumuşak olması ve protezin distalden daha fazla bastırılmasına izin verdiği için implantlara iletilen yüklerin artması şeklinde açıklanmıştır. Model üzerindeki silikon materyalinin sıkı olması protez hareketlerini kısıtlayıcı etki yaratmıştır. Bu çalışmada in vitro yöntem ile güvenilir sonuçlar elde edilmiştir (106). Diş köklerinden destek kemiğe iletilen stres dağılımını iki farklı yöntemle karşılaştıran Asundi ve Kishen, in vivo strain gauge ve fotoelastik analiz yöntemi verilerinin birbirini desteklediğini bildirmiştir (13). Çehreli ve ark. implant tiplerini strain gauge ve fotoelastik madde kullanarak karşılaştırmıştır. Fotoelastik malzeme implantların mikroyivlerinin çevresindeki stres değişimini yansıtamamış ve detaylı veri sağlanamamıştır. Her iki yöntemin de implant-abutment bağlantı dizaynı için pek uygun olmadığı ifade edilmiştir (53). Bu nedenle yapılacak çalışmanın niteliğine göre kullanılacak yöntemin belirlenmesi önemli bir adımdır.

Strain gauge analizi (SGA) ve üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi (FEA) karşılıklı olarak bağdaşan ve uyuşan in vitro çalışmalardır (6, 82). Deneysel model detayları fazla değil ve strain gauge'ler sert yüzeylere yapıştırabiliyor ise elde edilen verilerin daha çok örtüşeceği bildirilmektedir. Akça ve ark. yaptıkları çalışmaya göre; rijit protez ataşmanları, tutucular, distal uzantılar ve implant çevresindeki kemik gibi detaylı olmayan yapılar üzerindeki çalışmalarda her iki metodolojik çalışma birbiri ile uyuşma sağlayabilir sonucuna varılmıştır (6). Çehreli ve ark. nonlinear sonlu elemanlar analizi ile ex vivo strain gauge analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında; önceki yıllarda kullanılanlara göre (6, 7, 121) daha karmaşık bir düzenek üzerinde değerlendirme yapmışlardır. Elde edilen strain değerleri, diğer çalışmalarda olduğu gibi (6, 121), büyük oranda benzerlik göstermiştir (82).

Biyomekanikte strain gauge'ler kapsamlı kullanım alanına sahip olmasına rağmen, implantlara yakın strainlerin ölçülmesindeki üstün yararları ve sınırları değerlendirildiğinde, potansiyel olarak kısıtlı bir aralıkta veri sağlar. Aslında, böyle

implant tedavi yaklaşımlarının biyomekaniğini geniş ve kapsamlı değerlendirmek için, ara yüzeydeki strain büyüklükleri sonlu elemanlar modeli ile belirlenmelidir (55, 118). Yapılacak çalışmanın durumuna göre en uygun yöntem belirlenmelidir. Biz de çalışmamızda daha detaylı veriler sağlayabilmek için strain gauge yöntemi ile desteklenen üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemini kullandık.

İmplant biyomekaniğinin incelenmesi için, klinik durumu taklit etmek amacıyla çeşitli modeller kullanılmıştır. Asundi ve Kishen strain-gauge ve fotoelastik analizi karşılaştırdıkları çalışmalarını insan üst çenesi üzerinde in vivo olarak gerçekleştirmiştir (13). Fakat böyle bir yöntemin etik olmaması ve kullanışsızlığı nedeniyle invaziv olmayan yöntemlerin kullanılması uygundur. Bu nedenle strain gauge'ler in vivo çalışmalarda genellikle implantlara, abutmentlara (177) ve protezlerin rijit bağlantılarına yapıştırılırlar (127).

Duyck ve ark. yaptıkları in vivo çalışmada, ısırma çatalı kullanarak kuvvet iletimi sağladıkları abutmentlar üzerine strain gauge'ler yerleştirmişlerdir (74). Çene kemiğini taklit etmek amacıyla literatürde çeşitli malzemeler kullanılmaktadır. Young modülünün kemiğinkine benzerlik göstermesi nedeniyle stereolithografik model kullanılırken (106, 107), otopolimerizan polimetil metakrilatin tercih edildiği çalışmalar (56) da mevcuttur. SG'ler fotoelastik rezin üzerine de yapıştırılarak asal (principle) strain incelenebilmektedir (53). In vitro çalışmalarda doğrudan abutment (121) yada implant (6, 121, 265) üzerine de SG yapıştırılabilir. Kadavralardan elde edilen formalinle sabitlenmiş çene kemikleri (55, 69, 82) veya insan kuru kemikleri (60, 97, 118) üzerinde de çalışmalar gerçekleştirilerek daha kullanışlı modeller oluşturularak strain dağılımları gösterilebilir. Çalışmamızda etik olarak uygun, gerçeğe yakın olması ve kullanım kolaylığı nedeniyle insan kuru alt çene kemiği tercih edilmiştir.

Literatürde kullanılan modellerde, mukoza kalınlığının kişiden kişiye değişkenlik gösterebilmesi ve bastırılabilir yapısının protezde dönme hareketi oluşturabilmesi nedeniyle yumuşak dokunun taklit edilmediği çalışmalar bulunmaktadır (56). Bununla birlikte silikon elastomerlerinin kullanılarak rezilient mukozanın modellendiği durumlar da mevcuttur (19, 60, 97, 106, 265). Heckmann ve ark.'ın stereolithografik model üzerinde yaptıkları çalışmada, mukozayı taklit etmek amacıyla kullanılan silikon elastomerinin daha az reziliens göstermesi nedeniyle implantlara daha az kuvvet iletildiği bildirilmiştir (106). Mukoza kalınlığı olarak genellikle 2 mm (265)

veya 1.2 mm (60, 97) tercih edilmektedir. Biz de çalışmamızda kuru alt çene kemiğini, polivinil siloksan kullanarak, mukozayı taklit eden 2 mm kalınlığında bir tabaka ile kapladık (97). Bu şekilde dişsiz alveol kretleri ve implantlar üzerine kuvvet iletiminin daha homojen dağılmasını sağlamayı amaçladık.

İmplant biyomekaniğinde kullanılan strain gauge'ler sıklıkla tek eksenli yada rozet şeklindedir. Tek eksenli strain gauge'ler tek yöndeki birim uzamalar hakkında bilgi sahibi olmamıza yararken, kemik gibi daha karmaşık yapıların farklı yönlerdeki birim uzamaları hakkında veri sağlamak için rozet şeklindekiler tercih edilir. Çalışmamızda rozet strain gaugeler kullanılmıştır. Rozet strain gauge'lerin kullanıldığı başka çalışmalar mevcuttur (13, 60, 65, 97, 121). Literatürde tek elemanlı SG'lerin kullanıldığı çalışmalara da rastlanılmaktadır (6, 55, 118).

Strain gauge'lerin yapıştırılacağı anatomik noktalar belirlenirken birim uzamaları değerlendirmek istenilen en uygun alanın seçilmesi önemlidir. Çünkü strain gaugeler sadece yapıştırıldıkları alandaki birim uzamalar hakkında bilgi sağlarken tüm modeldeki genel strain dağılımını değerlendirmek mümkün değildir. Akça ve ark. kadavra mandibulası üzerinde immediat yüklemeyi değerlendirdikleri çalışmada, anatomik orta hat olarak genial tüberkülleri seçtikten sonra, strain gaugeleri implantların çevresindeki kemiğin marjinal kenarının 2 mm altına, labiale ve dikey yönde yerleştirmişlerdir (4). Strain gauge'ler genellikle implant çevresindeki kortikal kemik üzerine implanta olabildiğince yaklaştırılarak ($\cong 2$ mm) yapıştırılmaktadır (5, 53, 55, 106). Mandibula biyomekaniğinin incelendiği çalışmalarda, daha farklı anatomik alanlar tercih edilmektedir. Daegling ve Hylander alt çene kemiğinin torsiyonunu değerlendirirken strain gaugeleri mandibulanın midcorpus bölgesinde mediale, laterale ve bazal bölgeye alt kenara paralel olacak şekilde yerleştirmişlerdir (65). Ichim ve ark. da benzer bir çalışma yapmışlardır (118). Biz de çalışmamızı yaparken hem dental implantlar çevresindeki hem de posterior alandaki birim uzamaları değerlendirmek amacıyla kritik bazı anatomik noktalara rozet strain gauge'ler yapıştırdık. Bu nedenle implantların lingualinde ve vestibülündeki kortikal kemiğe (marjinal kemiğin $\cong 2$ mm alt seviyesi), semfizde orta hat üzerine, yanak cebine, mylohyoid kenarın alt yüzeyine, lateral midcorpus bölgesine bilateral olacak şekilde yerleştirdik.

Günümüzde kabul edilen statik kuvvet ölçümlerinde ortalama ısırma kuvveti yetişkin erkeklerde 100-150 N arasında değiştiği ve kadınlara göre daha fazla olduğu tespit edilmiştir (108). Kuvvetin büyüklüğü (82), yönü (53), yeri (65) ve tipi (177) elde edilen sonuçların değişmesine neden olur. Yapılacak çalışmanın beklentileri doğrultusunda yükleme durumunu belirlenmesi gerekir. Eser ve ark. çalışmalarında üst overdenture'a birinci büyük azılar bölgesinden çift taraflı 25, 50, 75 ve 100 N'luk statik kuvvet uygulamışlardır (82). Çehrelî ve ark. interkusal pozisyonda 100 N'a kadar giderek artan statik kuvveti tercih etmişlerdir (55). Tokuhisa ve ark. protezi en çok hareket ettirecek yer olarak tek noktadan konsantre olmuş kuvveti 1. molar bölgesinden 0'dan 50 N'a kadar 5 adımda artırarak uygulamışlardır (265). Literatürde sıklıkla 50 (74, 106) ya da 100 N'luk (4, 53). kuvvetler tercih edilmektedir. Biz de çalışmamızın strain gauge gerilme analizini kullanarak yaptığımız bölümünde, sağdan ve soldan tek taraflı ve çift taraflı olmak üzere üç farklı yükleme gerçekleştirdik. Ortalama ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla yükleme sırasında 0'dan başlayıp 100 N'a kadar 10 mm/min hızla artan ve 100 N'da 5 saniye boyunca sabit kalan statik kuvvet kullandık. Birinci ve ikinci premolar ve molarlar üzerinden dikey yönde uyguladığımız kuvvetin çiğnemeyi gerçekleştiren dişler üzerinde homojen dağılmasını amaçladık.

Sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminde katı model oluşturmak için öncelikle geometrik model oluşturulur. Geometrik model üç farklı yöntemle elde edilebilir (103). Bunlar;

1. Modelin manyetik rezonans veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri bilgisayar ortamına aktararak geometrisi oluşturulabilir.
2. Özel programlar kullanılarak modelin geometrisi çizilebilir.
3. Koordinat belirleme cihazları ile yapı dijital olarak taranarak nokta ve yüzey verileri birleştirilip model oluşturulabilir.

Bu yöntemlerin bazı kısıtlamaları mevcuttur. Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntü işleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasındaki uyum sorunu ve koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış, nokta ve yüzey verilerinin üç boyutlu model haline dönüştürülmesi için kullanılan yazılımın yetersizliği başlıca sorunlardır. Bunlara rağmen sonlu elemanlar yöntemi deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesi çok güç ve olanaksız olan birçok organın bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir. Geometrik

modelin oluşturulmasında detayların daha ayrıntılı olarak sağlanmasına yardımcı olduğu için çalışmamızda optik kamera ile alt çene kemiğinin, üzerinde bulunan mukozanın ve alt tam protezin koordinatları belirlenerek (80, 82, 133), ataşman ve implantlar ise özel program kullanılarak (Solidworks 2008) çizildi.

Çene kemiği ve implant karmaşık yapılardır. Çene kemiği ile çevrelenmiş implantların davranışını anlayabilmek için doğru ve hassas bir modelleme yapılmalıdır. İki boyutlu sonlu elemanlar analizinde model geometrisi ve yükler dikey olarak simetrik kabul edildiğinden (43, 156) stres dağılımının doğruluğu üç boyutlulara göre daha azdır (122, 240, 243). Asimetrik çiğneme kuvvetlerinin implantlara olan etkisi taklit edilebildiği için, iki boyutlu analizlere göre, üç boyutlu simülasyonlarla klinik gerçeğe daha yakın sonuçların alınması sağlanır (112). Menicucci ve ark. da mandibular implant destekli overdenturelarda çiğneme yüklerinin iletimini değerlendirmek için 3 boyutlu FEA kullanmışlardır (169). Üç boyutlu FEA ile fiziksel problemleri çözmek veya bir yüke maruz kalan yapılarının yada komponentlerinin davranışlarını veya etkinliklerini belirlemek daha detaylı gerçekleştirilebildiği için çalışmamızı üç boyutlu sonlu elemalar analizi şeklinde gerçekleştirdik. Bilgisayar programı olarak ABAQUS (Version 6.8-1) seçtik. ABAQUS programı diş hekimliğinde birçok çalışmada kullanılan bir programdır (82, 119, 197, 203).

Çalışmamızda dental implant sistemi olarak literatürde uzun süreli takip çalışmaları (44, 201) bulunan Zimmer implantları (Zimmer Dental Inc.) tercih edilmiştir. Kullanılacak implantların boyutları, mandibular alveol kretin boyutları değerlendirilerek seçilmiştir. Alveol kavsine yerleştirilmek üzere 3,3 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda dental implantlar tercih edilmiştir.

İmplant yüzeyi analizleri karmaşık hale getirmemek ve yalın bir sonuç elde edebilmek amacıyla yivsiz olarak modellenmiştir (41, 214). İmplant şekli klinik olarak kullanılabilir sınırlarda dizayn edilmiştir.

Yapılan bir çok çalışmada, gerçek fiziksel örneklerle bakılarak, istenilen şekil ve boyutlarda mandibular kesitler kullanılmaktadır. Petrie ve Williams'ın 2002 (215) ve 2005 (214) yıllarında yayınladıkları çalışmalarına göre; yaptıkları iki boyutlu çalışma ile basit simetrik mandibula kesiti kullanıldığında benzer sonuçlar elde etmişlerdir.

Buna göre sonuçlar mandibulanın şekline bağlı olarak değişmemektedir. Fakat her iki çalışmada da mandibulanın bir kesiti kullanıldığı için klinik durum tam olarak yansıtılmamıştır. Bizim çalışmamızda yapılan modellemede mandibula orta hatta göre simetrik kabul edilmeyip sadeleştirme yoluna gidilmeden, modellerin olabildiğince gerçeğe yakın hazırlanması daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayacağından mandibulanın tamamı modellenmiştir.

Fiziksel bir problemin, matematiksel bir modele dönüştürülmesini ideale yaklaştırmak için bazı ön kabullerin yapılması gerekmektedir. Bunlardan biri malzemenin lineer elastik olduğunu kabul edip gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılmasıdır. Çalışmamızda tüm yapılar lineer elastik olarak ele alınmıştır. Bazı çalışmalarda kortikal kemiğin homojen ve izotropik olmadığına dikkat çekilse de (157, 162), birçok çalışmada (6, 11, 169, 179) olduğu gibi güvenilirliği artırarak model analizinin yapılabilmesi için bizim çalışmamızda da alt çene kemiği ve mukoza homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Çalışmamızda mandibular kemiğin destek yüzeyinin büyük bir bölümünün kompakt olması ve kullanılan geometrik model oluşturma tekniğinin kolaylaştırılması nedeniyle alt çene kemiğinin tüm kitlesi kompakt olarak kabul edilmiştir (60).

Frost'un hipotezine göre; 1500-3000 $\mu\epsilon$ arasındaki strainler kortikal kemikte depozisyona, 100-300 $\mu\epsilon$ altındakiler ise kullanılmama (senil) atrofisi nedeniyle rezorpsiyona neden olur (91, 92, 93). Çalışmamızda mandibulanın tamamının kortikal kemik olarak modellenmesi ve bilgisayar simülasyonun daha karmaşık hale gelmesinin önlenmesi nedeniyle Frost'un hipotezine göre kemik remodeling aralığı belirlenmiştir.

Klinik olarak endosseoz implantlar değişik derecelerde osseointegrasyon sergilerler (234). Kansellöz kemiğin yapısı gözenekli ve süngerimsi bir yapı sergilediği için kemik ve implant arasındaki temasın tam devamlılığı söz konusu değildir. Fakat diğer birçok çalışmada olduğu gibi (20, 83, 214), bizim çalışmamızda da implant-kemik arayüzeyindeki osseointegrasyon tam ve %100 varsayılmıştır. Bunun sebebi kolaylaştırılmış bir varsayım ile üç boyutlu karmaşık bir modelin inşa edilmesindeki ve eleman sayısının artışıdaki zorluğun önüne geçilmek istenmesidir. FE analizleri ile, osseointegrasyon derecesinin krestal kemik streslerine makroskobik seviyede etkisinin olmadığı gösterilmiştir (212). Fakat kemik yapısı ve osseointegrasyon oranı üzerine bazı çalışmalar da mevcuttur (3, 243).

Sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında okluzal kuvvetler dişlerin okluzal yüzeylerine dikey, yatay ya da oblik yönde uygulanır. İmplant destekli protez kullanan hastalarda çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için kullanılan yüklerin büyüklüğü çok geniş bir yelpazede uygulanabilirken, bu kuvvetlerin büyüklüğü implantların yerine, protezin tipine ve besin maddesinin katılığına göre de değişim gösterebilir (188, 189). Gibbs ve ark. çiğneme sırasında ortaya çıkan en büyük kuvvetin interkusal pozisyonda oluştuğunu bildirmiştir (99). Hastaların çiğneme hareketleri esnasında horizontal kuvvetler de etkindir ve bu kuvvetlerin büyüklüğü ise dişlerin tüberkül eğimine, okluzal tablanın genişliğine bağlıdır (189). Oblik yükleme uygulanan çalışmalarda kuvvet vektörü ile okluzyon düzlemi arasında farklı açılar kullanılır. Üst çenede kullanılan ataşmanlar üzerine yapılan bir FEA çalışmasında; 150 N'luk dikey kuvvet ve aynı büyüklüğe sahip oblik kuvvet dikey eksene göre 30°, 45° ve 60° açılarda yönlendirilmiştir (59). İplikçioğlu ve Akça implant çapının, boyunun ve sayısının sabit protezlerde oluşturduğu stres dağılımına etkilerini inceledikleri çalışmalarında oblik kuvvetin açısını dişlerin 30 derecelik tüberkül eğimine dikey yönlendirerek uygulamışlardır (122). Bizim çalışmamızda ise sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılarak oluşturulan modellerde okluzal yükleri taklit etmek amacıyla 100 N'luk (4, 188) çift taraflı ve tek taraflı dikey kuvvetler yapay dişlerin okluzal yüzeylerinden Angle Sınıf I okluzyon teorisine (42) göre statik uygulanmıştır. Tek taraflı oblik kuvvet uygulaması ise Gysi'nin faset teorisine göre (102) kuvvetin okluzal tabla üzerindeki uygulama yeri ve yönü seçilerek 100 N ve statik olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda oblik yüklemedeki kuvvet yapay dişlerin tüberkül eğimlerine dikey yönlendirilerek okluzyon düzlemine göre ortalama 30 derece eğimle uygulanmıştır. Yükleme işlemi yüksek gerilme yığılmalarının oluşmasını engellemek amacıyla alansal yükleme şeklinde gerçekleştirilmiştir. Eskitascioğlu ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasında implant destekli sabit protezlerde okluzal kuvvetlerin uygulanma yerinin implant çevresindeki kemik dokusunda ve protezde oluşturduğu stres dağılımını incelemişlerdir. Çalışmada 300 N'luk kuvvet; birinci modelde sadece bukkal teberkül tepesinden 300 N, ikinci modelde tüberkül tepesinden ve distal fossadan 150'şer N, üçüncü modelde ise tüberkül tepesiyle birlikte mezial ve distal fossalardan 100'er N şeklinde uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 2 veya 3 noktadan yapılan dikey kuvvet uygulamaları sonucunda implantlarda oluşan stres dağılımının benzer olduğu ve tek noktadan uygulama yapıldığında stres yığılmasının

arttığı ifade edilmiştir (83). Çalışmamızda Angle Sınıf I okluzyon teorisine göre seçilen dikey kuvvet uygulama alanları sayesinde protez üzerindeki kuvvet dağılımı optimalde tutulmaya çalışılmıştır.

Overdentureları destekleyen implantlar interforaminal bölgede farklı lokalizasyonlara yerleştirilebilir (4, 177, 265). 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. Literatürde implantların hafifçe kaninlerin medialine doğru yerleştirilmesinin çeşitli avantajları olduğu bildirilmiştir (85, 184). Çalışmamızda interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafeyi değerlendirmek amacıyla implantlar bir modelde kaninler hizasına ve başka bir modelde ise kaninlerin medialine doğru yerleştirilerek kuvvet dağılımına etkileri incelendi.

5.2. Bulguların Tartışması

5.2.1. Strain Gauge Analizi ve Sonlu Elemanlar Analizi Bulgularının Tartışması

Çalışmamıza göre strain gauge gerilme analizi (SGA) ile deneysel model üzerinde yapılan yükleme sonrasında elde edilen veriler, sonlu elemanlar gerilme analizi (FEA) ile karşılaştırıldığında sonuçların birbiriyle paralellik gösterdiği tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçların yakın seyretmesi, her iki analizin de birbirini destekler nitelikte olduğunu ortaya koymuştur. Şahin ve ark. FEA ve SGA'nın implantlar üzerine etkileyen biyomekanik kuvvetlerin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanıldığını, elde edilen sonuçların uyumunu ve karşılıklı olarak bağdaştığını bildirmişlerdir (240). SGA ve FEA ile elde edilen verilerin örtüştüğünü gösteren birçok çalışma mevcuttur (6, 55, 82, 118). Çalışmamızın strain-gauge gerilme analizi ile elde edilen sonuçları incelendiğinde; kuru alt çene kemiğinin sağ segmentinden alınan verilerin sol segmentten alınan verilerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bunun nedeni olarak kuru kemiğin iç ve dış yapısındaki morfolojik değişikliklerin ve strain-gaugelerin yapıştırıldığı yüzeylerdeki şekil farklılıklarının etkili olduğunu düşünmekteyiz. Genel olarak, çene kemiğinin kemik yoğunluğundaki varyasyonlar (111), implantların açılı yerleştirilmeleri, kuvvetlerin yönü ve genliği (112), üst yapının uyumu (197) rezidüel kretleri örten yumuşak dokunun reziliensi gibi birçok faktör ölçümlerin niteliğini

anlamlı seviyede etkileyebilmektedir. Ayrıca strain-gaugeler sadece kemiğe yapıştırıldıkları alandaki birim uzama ölçümlerini gerçekleştirdikleri için kısıtlayıcı veri sağlamaktadır (82). Strain-gauge yöntemine özgü bu kısıtlama nedeniyle, mandibular modellerden gerçeğe daha yakın biyomekanik sonuçların elde edilmesi için, bizim çalışmamızda olduğu gibi, SGA'nın FEA ile birlikte kullanılması önerilir (6, 55, 65, 82, 118, 240, 275).

İmplantların olmadığı dişsiz alt çene üzerindeki tam protezin yüklenmesinin taklit edildiği birinci SGA modelinde çift taraflı, sağ ve sol tek taraflı dikey yöndeki yüklemeler ile oluşan birim uzamalar (strain) değerlendirildiğinde; yüklemenin yapıldığı taraftaki değerlerin arttığı ve denge tarafındaki değerlerin azaldığı tespit edilmiştir. Assunção ve ark.'ın tam protezlerle implant destekli overdenture'lardaki stres dağılımını karşılaştırdıkları sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasının sonuçlarına göre, tam protez üzerinden uygulanan tek taraflı dikey kuvvet, çalışan taraftaki stres dağılımının artmasına denge tarafında azalmaya neden olmuştur (11). Top başlı tutucuya sahip iki implantın alt çene interforaminal bölgede kaninlerin hizasına yerleştirildiği ikinci deneysel modelde ve top başlı tutucuya sahip iki implantın alt çene interforaminal bölgede kaninlerin medialine doğru yerleştirildiği üçüncü deneysel modelde çift taraflı, sağ ve sol tek taraflı dikey yöndeki yüklemeler ile oluşan strainler değerlendirildiğinde; birinci modele benzer şekilde denge tarafında strainler azalırken, çalışan taraftaki strainlerin arttığı görülmüştür. Mericske-Stern güç dönüştürücüler (transducer) kullanarak hastalar üzerinde yaptığı klinik çalışmada, ball ataşman kullanıldığında ipsilateral implantlara, kontralateral implantlara göre, daha fazla kuvvet iletimi olduğunu bildirmiştir (179). Sadowsky ve Caputo fotoelastik gerilme analizi ile farklı dizaynlardaki bar ataşmanların ve implant sayısındaki değişimin alt çene kemiğindeki stres dağılımına etkilerini incelemiştir. Buna göre; alt çene modelinde kuvvetin uygulandığı taraftaki stres dağılımı artmıştır. Bu artışı ataşman dizaynının ya da implant sayısının değişmesi etkilememiştir (238). Duyck ve ark. (73) ve Meijer ve ark. da (165) yaptıkları çalışmalarda benzer sonuçları elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızın bulguları bu çalışmalarla paralellik göstermektedir.

İkinci ve üçüncü deneysel (SGA) modellerde çift taraflı kuvvet uygulandığında alt çenenin sağ ve sol segmentinde kortikal kemikteki strain dağılımlarının implantların çevresindeki alt çene ön bölgede, birinci modele göre orantılı ve yüksek olduğu görülmüştür. Posterior bölgede kortikal kemikteki strain dağılımlarının da implantların

kullanıldığı ikinci ve üçüncü modellerde birinci modele göre yüksek olduğu tespit edilmiştir. Barao ve ark. sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini kullanarak tam protez ve farklı ataşmanlara sahip implant üstü overdenturelar üzerine gelen kuvvetlerin kemikte ve implantlarda oluşturduğu stres dağılımlarını değerlendirmişlerdir. Bar, ball ve distalinde ball tutucu bulunan bar ataşmanların kullanıldığı modellerde implant çevresindeki kemikte oluşan asal (principle) stres dağılımı tam protezlerle karşılaştırıldığında yüksek bulunmuştur. Çalışmada tam proteze göre implant üstü protezlerin muhtemel hareketlerindeki azalma nedeniyle kemik dokusunda oluşan stres dağılımında artış olabileceği bildirilmiştir (20). Assunção ve ark.'nın yaptıkları 2 boyutlu FEA çalışmasında tam protezler ve implant üstü overdenture'lar ile implantlar ve çevresindeki kemik dokusundaki stres dağılımı incelenmiştir (11). Assunção ve ark.'ın ve bizim çalışmamızın bulguları Barao ve ark.'ın bulguları ile örtüşmektedir.

5.2.2. Sonlu Elemanlar Analizi Bulgularının Tartışması

5.2.2.1. Tam Protez Bulgularının Tartışması

Çalışmamızın sonlu elemanlar gerilme analizi (FEA) sonuçlarına göre; normal kret formunda tam protez varlığında çift taraflı kuvvet uygulandığında tüm kret boyunca oluşan birim uzama dağılımları, diğer kret formlarına göre düşük ve yaygın seyretmiştir. İmplantsız normal kret yüksekliğine sahip modelde çift taraflı dikey yükleme sonucunda kret boyunca oluşan en yüksek birim uzama dağılımı incelendiğinde; posteriordaki strain dağılımının özellikle yanak cebi bölgelerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Çilingir, strain-gauge ve sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini kullanarak tam protez ve iki implant üstü overdenture'ları karşılaştırdığı çalışmasında en yüksek eş değer gerilmelerin yanak cebinde ve retromolar padlerde olduğunu bildirmiştir (60). İkinci (öne doğru eğimli kret formu), üçüncü (distale doğru eğimli kret formu) ve dördüncü (şiddetli ve tamamen rezorbe kret formu) FEA modellerinde çift taraflı dikey yükleme ile oluşan maksimum birim uzama dağılımları incelendiğinde; dağılımın posteriora özellikle birinci büyük azılar hizasında lateral midkorpus bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Lateral midkorpustaki birim uzama değerleri en yüksek seviyesine üçüncü modelde ulaşırken, bu değerleri dördüncü modeldeki birim uzamalar takip etmiştir. Koriath literatürdeki bazı hayvan çalışmalarına göre, mandibulanın çiğneme kaslarının etkisi ile özellikle molarların altında mandibular korpus bölgesinde, subkondiler bölgede ve labial semfiz bölgesinde

horizontal ve spiral yönde bükülme hareketi yaptığını bildirmiştir. benzer şekilde insanlarda da bu hareketlerin olduğunu ifade etmiştir. Koriath ve Hannam sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemini kullanarak statik ısırma hareketlerinin alt çene kemiğinde oluşturduğu deformasyonu incelemişlerdir (147). Bu çalışmaya göre alt çene kemiği statik fonksiyon sırasında elastik deformasyon gösterirken kemiğin elastik oranına bağlı olarak bükülme hareketi nedeniyle streslerin özellikle korpusun kortikal kemiğinde olduğu tespit edilmiştir. Sharry ve ark.'nın (248) gevrek kaplama yöntemini kullanarak tam protezler üzerine etkiyen kuvvetlerin alt çene kemiğinde oluşturduğu şekil değişikliklerini inceledikleri çalışmalarına göre; mandibula korpusunun mediale doğru rotasyon yaptığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da normal kret yüksekliğinde posteriordaki en yüksek strain değerlerini yanak cebindeki değerler alırken, bunu lateral midcorpus değerleri takip etmiştir. Mandibular morfolojinin değiştiği ikinci, üçüncü ve dördüncü modellerde ise strainler maksimum değerini lateral midcorpusta alırken, bunu yanak cebindeki değerler takip etmiştir. Rezorpsiyon farklılıkları gösteren ikinci, üçüncü ve dördüncü modellerde, mandibular korpus kalınlığındaki değişiklikler nedeniyle burkulma hareketinin artarak lateral midcorpustaki strainleri artırdığını düşünmekteyiz.

İmplantsız alt çene kemiği modellerine çift taraflı kuvvet uygulandığında, ön bölgedeki vestibül ve lingual kortikal kemikteki strain dağılımı ikinci modelde diğer modellere göre artış göstermiştir. Okluzyon düzlemi ile alveol kret eğiminin birbirine göre diverjan olduğu ikinci modelde, lingual kortikal kemikteki strainler vestibülde oluşan strainlere göre yüksek bulunmuştur. Kawasaki ve ark. farklı alveol kret eğimlerine sahip tam dişsiz alt çenelerde okluzal kuvvetlerin uygulanma yeri arasındaki değişikliklerin mukoza ve kemik dokusunda oluşturduğu stres dağılımlarını sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelemişlerdir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışma ile paralellik göstermektedir (134). Çalışmamızda farklı yükleme koşullarında tam rezorbe kret şeklindeki strain dağılımlarının ön bölgedeki kortikal kemikte vestibülde ve lingualde birbirine yakın olduğu gözlenmiştir. Kawasaki ve ark. da şiddetli rezorpsiyon gösteren kret varlığında yükleme yerinin gerilme dağılımını etkilemediğini ve gerilmelerin kret boyunca yaygın bir dağılım gösterdiğini bildirmiştir (134).

5.2.2.2. Tam Protez ve İmplant Tutuculu Hareketli Protez Bulgularının Tartışması

Normal kret varlığında implantlı ve implantsız modellerde gerçekleştirilen yükleme farklılıklarına bağlı oluşan strain dağılımları karşılaştırıldığında; posterior bölgede tek taraflı dikey ve tek taraflı oblik yükleme sonrası oluşan strain dağılımında çift taraflı yükleme sonrası oluşan strain dağılımına göre azalma olurken ön bölgedeki strain dağılımında ise istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit edilmiştir. Diğer kret morfolojilerine ait modellerde yükleme farklılığına bağlı olarak anlamlı bir fark oluşmamıştır. Takuhisa ve ark. (265), Kenney ve Richards (138), Menicucci ve ark. (169) çalışmalarında overdenture'ların dikey ve transvers kuvvetlere maruz kaldıklarını bildirirken transvers kuvvetlerin dikey kuvvetlere göre büyüklüğü daha az olsa da zararlı etkilerinin daha fazla olduğunu ifade etmişlerdir. Kenney ve Richards bar ve ball tutuculu 2 implant üstü overdenture'ların tek taraflı dikey ve oblik kuvvet uygulandığında implant çevresindeki dokuda oluşturdukları stres dağılımını fotoelastik analiz yöntemiyle incelemişlerdir (138). Buna göre oblik kuvvet uygulandığında her iki tutucu tipinde de posterior rezidüel kretlerde oluşan stres yığılmasının yok sayılabilecek kadar düşük olduğu tespit edilmiştir. Tek taraflı dikey kuvvet uygulandığında ise her iki tutucu tipinde de posterior rezidüel kret bölgesinde kuvvetin uygulandığı yerde stres yığılmasının arttığı fakat denge tarafında stres oluşmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın bulguları bizimki ile paralellik göstermektedir. Birçok yazar implant destekli protezlerde mümkün olduğunca dikey olmayan (nonaksiyal) kuvvetlerden kaçınılması gerektiğini tavsiye etmiştir (226, 235). Bunun sebebi ise implant-kemik ara yüzeyinde periodontal ligamanların olmaması ve nonaksiyal kuvvetlerin bu ara yüzeyde baskı yerine germe ve kayma stres alanlarının oluşmasına neden olması şeklinde ifade edilmiştir. Okluzal kuvvetlerin aslında nadiren dikey yönlendiği kabul edilmesi gereken bir durumdur. Çiğneme hareketi esnasında çene arklarının karşı karşıya gelmesi, dişlerin ve implantların aksiyal yönde yüklenmesine izin vermeyen bir durumdur. Benzer şekilde brüksizmin yıkıcı etkisi de maksilla ve mandibula arasındaki okluzal yüklerin lateral yönde sürtünmesi ile oluşur. Sonuçta oluşan kuvvetler dikey değildir. İmplantlar üzerine gelen nonaksiyal kuvvetlerin etkilerini araştırmaya yönelik yapılan iki çalışmada (10, 57) yazarlar nonaksiyal yükleme sonrası implant-kemik ara yüzeyinde oluşan olumsuz etkiyi ortaya koyamamışlardır. Dikey olmayan kuvvetlerin implant-kemik ara yüzeyindeki osseointegrasyona zararlı etkileri elde edilen kısıtlı veriler doğrultusunda bulunamamıştır.

Normal kret üzerinde gerçekleştirilen çift taraflı dikey, tek taraflı dikey ve oblik yükleme koşullarında, alt çene ön bölgede kortikal kemikten elde edilen strain dağılımlarında implantsız modelde implantlı modellere göre istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiştir. Posteriordeki strain dağılımında anlamlı bir fark oluşmazken implantsız modeldeki birim uzamalar implantlı modellere göre düşük bulunmuştur. Assunção ve ark.'ın çalışmalarında tam protezler ve farklı ataşmanlara sahip implant tutuculu overdenture'lar arasındaki stres dağılımları iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Tam protez, bar ve ball ataşmanlı overdenture olmak üzere 3 farklı model oluşturulmuştur. Alt sağ birinci büyük azının okluzalinden 100 N'luk statik dikey kuvvetin uygulandığı çalışmada overdenture gruplarındaki maksimum stres değerlerinin tam protez grubuna göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (11). Bu artışın sebebi olarak implantların ve ataşmanların overdenture'ların hareket miktarını azaltarak implant çevresindeki kemik dokusuna kuvvet iletimini artırması olabileceği bildirilmiştir. Bu çalışmanın bulguları Barao (20) ve ark.'ın ve bizim çalışmamızın bulguları ile paraleldir. Naert ve ark.'ın implant üstü overdenture kullanan hastalar üzerinde yaptıkları 4 yıllık klinik ve radyolojik takip çalışmasının sonuçlarına göre; implant çevresindeki marjinal kemik dokusunda ilk yıl ortalama 0.75 mm, ikinci yıl ortalama 0.01 mm kemik kaybı oluşurken üçüncü yıl ortalama 0.12 mm kemik yapımı olduğu tespit edilmiştir (193). von Wowern ve Gotfredsen'in 5 yıl boyunca kemik mineral içeriği (BMC) değerlendirmesi yaptıkları hasta takip çalışmasının sonuçlarına göre; alt çene ön bölgede implantlarla gerçekleştirilen yük iletimine bağlı olarak implant çevresindeki kemik kaybının önlenebileceği ifade edilmiştir (281). Jacobs ve ark.'ın 2 implant destekli overdenture, 4-6 implant destekli sabit protez ve geleneksel tam protez kullanan hastalarda posterior kemik kaybını değerlendirdikleri çalışmada sabit protez grubundaki posterior kemik kaybı az iken overdenture ve tam protez grubundaki posterior kemik kaybı fazla ve her iki grupta birbirine yakın seyretmiştir (123). Kordatzis ve ark. (144) geleneksel tam protez ve 2 implant üstü overdenture kullanan hastalarda rotasyonel tomogram kullanarak 5 yıl boyunca posterior kemik kaybını takip ettikleri çalışmalarında iki grup arasında posterior rezorpsiyonda anlamlı bir fark bulunmamıştır. Geleneksel tam protez ve implant destekli overdenture grupları arasındaki kret rezorpsiyon farkının açıklanabilmesi için yükleme ile oluşan kuvvet dağılımının düşünülmesini öneren çalışmaya göre implantlar üzerine yapılan araştırmaların sadece implant çevresindeki stres iletimine değil aynı zamanda alveol

kretlerindeki yükleme dağılımına da odaklanması gerektiği ifade edilmiştir (144). Nakai ve ark.'ın (194) 27 hasta üzerinde yaptıkları 66 aylık klinik takip çalışmasında 5-6 implant üstü sabit protez kullanımı sonrası posterior kemik yapımı panoramik röntgen kullanılarak incelenmiştir. 5 hastada mandibular molar bölgesi kret tepesinde kemik yüksekliğinde anlamlı artış saptanan çalışmaya göre bu kemik yapımının, molar bölgesindeki stres dağılımına karşı oluşturulan fizyolojik doku cevabı olabileceği ifade edilmiştir (194). Reddy ve ark. 60 hastada 5-6 implant üstü sabit protez kullanımı sonrası 4 yıllık klinik takip ve radyolojik değerlendirme yapmışlardır (229). 3 yıl sonra hastaların %54'ünde mandibular kretin proteze temas ettiği, klinik ve radyolojik olarak kemik kazancının olduğu bildirilmiştir. Geleneksel protezlerin stresleri kret boyunca ve yanak cebi bölgesine esnek yapıdaki akrilik protez aracılığıyla ilettiği ifade edilirken, sabit protezlerde çiğneme kuvvetlerinin kemiğe doğrudan implantlarla iletildiği bildirilmiştir. Böylece tam protezlerde kuvvetin uygulandığı yerdeki stres dağılımını artırırken, kuvvet nereden uygulanırsa uygulansın sabit protezlerde distaldeki implantın arkasında kalan bölgelerde kuvvet iletiminin değişmediği üzerinde durulmuştur. Posterior mandibular bölgedeki kayma (shear) kuvvetlerinin kemik büyümesini etkileyen en önemli faktör olabileceği bildirilmiştir (229). Bizim çalışmamızda da implant tutuculu overdenture'ların ve tam protezlerin posterior bölgede oluşturduğu strain dağılımları arasında anlamlı farkın oluşmaması, zaman içinde posterior bölgede oluşan kemik kaybının benzer seyredebileceği yönünde fikir verirken hastaların tedavi sonrası kontrollerinin ve protez-doku uyumu takiplerinin yapılmasının önemini ortaya koymaktadır.

5.2.2.3. İmplant Tutuculu Hareketli Protez Bulgularının Tartışması

Normal Kret Rezorpsiyonu Gösteren Alt Çene Model Bulgularının Tartışması

Çift taraflı dikey kuvvet uygulandığında; normal kret varlığında implantlar arası mesafedeki ve ataşmanlardaki değişikliklerin implantların boyun bölgesindeki strain dağılımlarında anlamlı bir fark yaratmadığı tespit edilmiştir. İmplantlar kaninler hizasına yerleştirildiğinde ve bar ataşman kullanıldığında implantların çevresindeki kortikal kemik tabakasındaki strain dağılımlarının, normal krete ait diğer modellere göre

az olduğu bulunmuştur. Fakat bu fark anlamlı değildir. Normal kret varlığında implantlarla desteklenen tüm modellerde, implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan strain dağılımları Frost'un mekanostat teorisine göre (91, 92, 93) yeniden şekillenme aralığındadır. Duyck ve ark.'ın 5 hasta üzerinde yaptıkları in vivo çalışmada ball, bar ve distal uzantılı bar atasmanların üzerine strain-gaugeler yerleştirilerek aksiyal kuvvetlerin ve bükülme momentlerinin abutmentlarda oluşturduğu yük dağılımı incelenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre (73); bar ve ball atasmanların protezin menteşe eksenini boyunca rotasyon hareketi yapmasına izin vermesi implantlara gelen yüksek bükülme momentlerinin etkisini önleyebilmektir. Distal uzantılı bar atasmanların kullanımı ise protezin hareketini kısıtlayarak kuvvetlerin mukozaya iletilmesini önleyerek implantlara gelen stres dağılımını artırabilmektedir. Maksimum interkusal pozisyonda gerçekleştirilen yüklemede bar ve ball atasmanlarda oluşan yük dağılımında anlamlı bir farkın bulunmadığını bildiren bu çalışmaya göre distal uzantılı bar atasmanlarda yüksek strain dağılımı olduğu ifade edilmiştir (73). Mericske-Stern 5 hasta üzerinde yaptığı çalışmada, abutmentlar üzerine yerleştirdiği transduserler ile distal bar uzantısını değerlendirirken, kabul edilenin aksine mandibulaya yerleştirilen iki implanta bağlanan atasman dizaynının ve retansiyon mekanizması farkının aslında kuvvet dağılımı üzerinde fazla etkisi olmadığını ifade etmiştir. Mericske-Stern mandibular overdenture'ların klinik uygulamasının, atasman seçiminde mekanik açıdan ziyade hastaya özel yaklaşımlar ve morfolojik duruma göre değerlendirilmesi gerektiğini bildirmiştir. (177). Mericske-Stern'in ball atasmanlardaki yük dağılımını abutmentlara bağladığı transduserları kullanarak incelediği başka bir in vivo çalışmada, ball atasman kullanımı rezidüel kretlere iletilen yüklerin artmasını sağlamıştır. Farklı yükleme koşullarında abutmentlarda oluşan yük dağılımı değerlendirilirken elde edilen veriler bar ve distal uzantılı bar atasmanların incelendiği başka çalışmaların verileri ile benzerlik göstermiştir. Mericske-Stern bu çalışmaları ışığında implantlara yük iletiminde üst yapının implantlarla uyumunun ve okluziyonun etkisinin önemini vurgularken, tutucu sistemin inanılan aksine daha az etkisi olduğunu ifade etmiştir (179). Bergendal ve ark.'ın longitudinal prospektif çalışmalarının sonuçlarına göre ball ve bar atasman arasında implantların klinik başarı oranında farklılık bulunmamıştır (22). Bizim çalışmamızda da normal kret varlığında atasman ve implantlar arasındaki mesafe farklılıklarına bağlı olarak implantların boyun bölgesinde

ya da çevresindeki kortikal kemik tabakasında strain dağılımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Yükleme farklılıklarına bağlı olarak modeller arasında implantların boyun bölgesinde oluşan birim uzama değerleri incelenirken; tek taraflı dikey ve oblik kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgesinde oluşan strain değerleri, çift taraflı kuvvet uygulandığında implantların boyun bölgesinde oluşan strain değerleri ile karşılaştırılarak birim uzama değişim yüzdeleri bulunmuştur. Buna göre; tek taraflı dikey yüklemde, normal kret varlığında, çalışan ve denge tarafındaki implantların boyun bölgesinde ataşman farklılığına bağlı olarak birim uzama değişim yüzdesinde anlamlı bir fark bulunmazken, tek taraflı oblik yüklemde anlamlı farklar tespit edilmiştir. Tek taraflı oblik yükleme sonrası ball ataşman varlığında çalışan taraftaki implantın boyun bölgesine olan kuvvet iletimi denge tarafındaki implantın boyun bölgesine olan kuvvet iletiminden fazla bulunmuştur. Denge ve çalışan taraf implantların boyun bölgesindeki bu strain yığılım farkı normal kret formunda istatistiksel olarak anlamlıdır. Tek taraflı oblik yükleme sonrası bar ataşman varlığında çalışan ve denge tarafındaki implantların boyun bölgesindeki strain yığılımları arasında anlamlı bir fark oluşmamıştır. İmplantlar arası mesafedeki değişiklikler çalışan ve denge tarafı arasında oluşan bu dağılım farkını etkilememiştir. Buna göre tek taraflı oblik kuvvet uygulandığında, ball ataşmanın kullanıldığı normal kret modelinde denge tarafındaki implant, bar ataşman kullanılarak implantların birleştirildiği modelin denge tarafındaki implanta göre daha az kuvvetlere maruz kalmıştır. Dolayısıyla ball ataşman kullanımı implantlar arasında kuvvet paylaşımı oluşturmazken, bar ile birleştirilen implantların uygulanan kuvveti paylaştığı tespit edilmiştir. Tokuhisa ve ark.'ın tek taraflı dikey yüklem altında ball, magnet ve bar ataşmanları deneysel strain-gauge gerilme analizi ile karşılaştırdıkları çalışmalarına göre; ball ve manyetik ataşmanlarda yüklem yapılan taraftaki implantlarda strain yığılımında artış oluşmuştur (265). Ball ve magnetlerle karşılaştırıldığında, bar ataşmanlarda birincil splintleme nedeniyle düşük basınçta bile çalışan ve denge tarafındaki implantlarda ve çevresindeki kemik dokusunda stres oluşumu saptandığını bildirmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ball ataşman kullanıldığında kuvvetler bar tutucuya göre implant gövdesine azalmış bir şekilde iletilmiştir. Bunun nedeni olarak ball ataşmanlarda kullanılan plastik dişli komponentin stres emici etkisi veya protezin deformasyon gösterebilmesi olabileceği

bildirilmiştir. Böyle durumlarda vida kaybı ve matris değişimleri gibi protetik komplikasyonlar görülebileceği ifade edilirken, implantlar üzerine gelen streslerin olabildiğince küçültülmeye ve zararlı olabilecek streslerin önlenmeye çalışılması gerektiğinin altı çizilmiştir (265). Duyck ve ark.'ın çalışmasında (73) tek taraflı dikey kuvvet uygulaması sonrasında abutmentlara iletilen kuvvetlerde ataşman farklılığına bağlı olarak anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. Dikey kuvvetlerin uygulandıkları bölgede protezin altındaki mukozaya iletilerek, implantlara iletilen kuvvetlerde fark oluşumunu engellediği ifade edilmiştir. Bizim çalışmamıza göre de tek taraflı dikey kuvvet uygulaması implantlar arasındaki stres yığılımları arasında anlamlı fark oluşturmazken tek taraflı oblik kuvvetlerin iletimi anlamlı fark oluşmuştur (73). Çekiç ve ark. ball, bar ve distal uzantılı bar ataşman kullanarak dikey ve oblik kuvvet uygulaması sonrası oluşan stres dağılımını deneysel olarak strain-gauge gerilme analizi ile incelemişlerdir (56). Bu çalışmaya göre tek taraflı dikey ve oblik yüklemde kullanılan kuvvetin büyüklüğü sonuçlar üzerinde etkili olmuştur. 20 N'luk kuvvet sonrası strain dağılımlarında anlamlı bir değişiklik olmazken, 40 ve 60 N'luk kuvvetler uygulandığında ball ataşmanda çalışan taraftaki implant çevresindeki strain dağılımında artma denge tarafında azalma tespit edilmiştir. Diğer ataşman tiplerinde ise hem çalışan hem de denge tarafındaki implant çevresinde strain yığılımında artış bulunmuştur. Bar ve distal uzantılı bar ataşman çevresindeki strainler benzer dağılım sergilerken implantların bar ile splintlenmesinin çevre kemik dokuda strain dağılımının azalmasına neden olabileceği ifade edilmiştir (56). Sadowsky ve Caputo'nun bar ve distal uzantılı bar ataşmanları ve implant sayılarını karşılaştırdıkları fotoelastik analiz çalışmasına göre; molar ve premolar üzerinden uygulanan tek taraflı dikey kuvvet uygulaması sonucunda çalışan taraftaki implant çevresinde oluşan stres dağılımı dikkati çekerken, tüm ataşman sistemleri için denge tarafına iletilen stresin az olduğunu ifade edilmiştir (238). Menicucci ve ark.'ın bar ve ball ataşmanlarda oluşan strain dağılımını abutmentlar üzerine strain-gaugeler yapııştırarak inceledikleri in vivo çalışmalarının sonuçlarına göre (170); ball ataşman kullanıldığında denge tarafındaki abutmentta oluşan yük yığılımı bar ataşman kullanıldığında oluşan yığılıma göre azalmıştır. Çalışmada bar ataşmanın iki implantı birbirine splintleyerek mandibulanın bükülme hareketini sınırlamasının denge tarafındaki abutmentta iletilen yüklerin artmasının sebebi olabileceği bildirilmiştir (170). Bizim çalışmamızda da normal kret varlığında, tek taraflı dikey yükleme sonrası çalışan ve denge tarafındaki implantların boyun

bölgesinde ataşman farklılığına bağlı kuvvet iletiminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, tek taraflı oblik yükleme sonrası istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Buna göre; tek taraflı oblik yükleme sonrası ball ataşmanın kullanıldığı modelde denge tarafındaki implant daha az kuvvetlere maruz kalırken, bar ataşman kullanıldığında çalışan ve denge tarafındaki implantlara iletilen kuvvet dağılımı benzerdir. Dolayısıyla ball ataşman kullanımı implantlar arasında kuvvet paylaşımı oluşturmazken, bar ile birleştirilen implantların uygulanan kuvveti paylaştığı tespit edilmiştir.

Öne Doğru Eğimli Kret Rezorpsiyonu Gösteren Alt Çene Model Bulgularının Tartışması

Mericske-Stern alt çenedeki morfolojik değişiklikleri sefalometrik analiz yöntemini kullanarak değerlendirdiği çalışmasında iki implant üstü overdentureların tedavi başlangıcından 5 yıl sonraki klinik başarısını tespit etmek için implant çevresi parametreleri incelemiştir (178). Okluzyon düzlemi ile implantlar arasındaki açı 90 derece olduğunda yüklerin implantlara dikey yönde iletilebileceği fikrine dayandırılan çalışmada implant çevresindeki kanama indeksi ve sondalama derinliği değerlendirildiğinde okluzyon düzlemi ile aralarında farklı açılar bulunan implantlar arasındaki ölçümlerde farklılık bulunmamıştır (178). Bu çalışma sonuçlarına göre anlamlı bir farklılık oluşmamasının nedenlerinden biri overdenturelar üzerine gelen okluzal kuvvetlerin implantlara kaldıraç felsefesine göre iletilmesi ve yükler okluzyon düzlemine dikey yönde uygulansa da kuvvetlerin implantlara lateral yönde etki etmesi olabilir. Bu nedenle bizim yaptığımız çalışmada implantlar ile okluzyon düzleminin arasında oluşan açı değil, okluzyon düzlemi ile kret eğimleri arasında oluşan açı değerlendirilmiştir. Çalışmamızda okluzyon düzlemi ile alt alveol kretinin birbirine göre diverjan olduğu durumda (öne eğimli) okluzal yüklerin etkisi ile implantların lingualindeki kortikal kemikte strain yığılımında artış tespit edilmiştir. Kawasaki ve ark. sonlu elemanlar gerilme analizi ile kret eğimlerindeki ve okluzal kuvvetlerin tam protez üzerinde uygulanma noktalarındaki farklılıkların mukoza üzerinde oluşturduğu stres dağılımını inceledikleri çalışmanın sonuçlarına göre; meziale doğru diverjan eğimli kretlerde protez öne doğru hareket ederken anterior lingual alveollerde stres yığılımında artış tespit edilmiştir (134). Literatürde de çiğneme kuvvetleri altında alt tam protezlerin öne doğru hareket eğiliminden bahsedilmektedir (96, 107, 134). Bu kayma hareketinin

önlenmesi amacıyla daha zayıf olan krete doğru okluzal düzlemin eğiminin yönlendirilmesinin ve yapay dişlerin çiğneme yüzeylerinin kret eğimine paralel yerleştirilmesinin yararlı olabileceği ifade edilmektedir (9, 96). Böylece çiğneme kuvvetlerinin dişsiz kretlere dikey olarak yönlendirilmesi sağlanmış olurken protezlerin stabilizasyonu da korunmuş olmaktadır. Gerber'in zor olarak nitelendirdiği kret eğimlerinin öne doğru eğimli olduğu bu vakalarda fonksiyonel kret analizinin önemi vurgulanır (9, 42, 96). Bu çalışmaların bulguları bizim çalışmamızla paralellik gösterirken literatürde okluzal yüklerin protezi öne doğru kaydırma eğiliminin overdenture'ları yerinde tutan ataşmanlara ve implantlara daha fazla kuvvet iletimine neden olabileceği bildirilmektedir (107, 177, 285).

Heckmann ve ark. stereolithografik model üzerinde strain-gaugeler kullanarak yaptıkları strain dağılımı incelemesinin sonuçlarına göre; bar ataşmanların çene geometrisine ve implantların pozisyonuna göre moment oluşumuna neden olabileceği ve ball ataşmanların ise protezlerin öne doğru kayma hareketine izin vererek stres yığılmasını azaltabileceği bildirilmiştir (107). Bizim çalışmamızın bulgularına göre öne doğru eğimli kret varlığında implantlar arası mesafenin yakınlştırıldığı ve ball ataşmanın kullanıldığı modelde alveol kretindeki strain dağılımında azalma görülmüştür. İmplantların kaninler hizasına yerleştirildiği modellerde strain yığılması istatistiksel olarak anlamlı seviyede artarken birim uzama değerlerinin Frost'un tanımladığı (91, 92, 93) overload nedeniyle oluşan rezorpsiyon aralığında seyrettiği tespit edilmiştir. Barao ve ark.'ın ataşman farklılıklarını inceledikleri sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmasının sonuçlarına göre (20); mandibulanın okluzal yükleme sırasında gösterdiği deformasyon nedeniyle, dolaylı olarak, implantların bar ataşman kullanılarak splintlenmesinin, ball ataşmanlara göre, daha yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olabileceği bildirilmiştir. İmplantların bar ataşmanla splintlenmesinin mandibulanın bükülme hareketine karşı mukavemet oluşturarak implantlarda ve çevresindeki kemik dokusunda stres artışına neden olabileceği ifade edilmiştir. Ball ataşman kullanımının mandibular distorsiyonu etkilemeden stresleri optimalde tutabileceği bildirilmiştir. Bar ataşman kullanımı mandibulanın bükülme sırasında oluşan hareketini engellemeye çalışırken, ball ataşmanların mandibulanın eğilme hareketi sırasında birbirine yaklaşılarak stres dağılımını azaltabileceği bildirilmiştir. Bar ataşman kullanımı, Barao ve ark.'ın çalışmasına göre, ball ataşmanla karşılaştırıldığında

implantlarda ve çevre dokuda yüksek stres dağılımı oluşturmuştur (20). Splintlenmemiş ataşmanlar ile stres dağılımının optimal olacağını bildiren başka çalışmalar da mevcuttur (138, 167, 169). Hobkirk ve Schwab alt çene hareketleri sırasında implantlara iletilen kuvvetleri ve mandibular deformasyonu hastalar üzerinde ağız içi transduserlar kullanarak incelemişlerdir. Mandibular distorsiyonun çiğneme kaslarından, kemik yoğunluğundan, çene kemiğinin geometrisinden etkilenebileceğini bildiren çalışmanın sonuçlarına göre; mandibular semfiz bölgesindeki kemik yüksekliğinin azalmasının ve implantlar arası mesafenin artırılmasının implantlarda oluşan yer değiştirme (displacement) miktarında artışa neden olabileceği ifade edilmiştir (110). Bizim çalışmamızın bulgularına göre öne eğimli kretlerde implantların kaninler hizasına yerleştirilerek bar ataşmanla birleştirildiği modeller maksimum strain değerlerine ulaşmıştır (85, 184).

Arkaya Doğru Eğimli Kret Rezorpsiyonu Gösteren Alt Çene Model Bulgularının Tartışması

Alt çene kemiği morfolojisi arkaya doğru eğimli olarak modellendiğinde, implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşmanın kullanıldığı model dışında, implantların çevresindeki kemik dokusunda vestibül bölgedeki strain dağılımları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. İmplantların yakın yerleştirildiği ve ball ataşmanın kullanıldığı modelde vestibül kemikteki strain değerleri diğer arkaya eğimli modellere göre anlamlı bir artış göstermiştir. İmplantların lingualindeki kemik strain dağılımı değerlendirildiğinde; implantlar arası mesafesi yakın olan ve ball ataşman kullanılan modellerdeki dağılım diğerlerine göre anlamlı oranda artmıştır. Posteriordeki strain dağılımlarının yine implantların yakın yerleştirildiği ve ball ataşmanın kullanıldığı modelde yüksek seyrettiği görülmüştür. İmplantlar arası mesafe arttığında posteriordeki birim uzama dağılımı azalmıştır. Ataşman değişikliği fazla strain değişimlerine neden olmazken, bar ataşman kullanımı lateral midcorpus bölgesindeki strainlerin dağılımının azalmasını sağlamıştır. Ayrıca implantlar arası mesafenin yakın olduğu ve ball ataşmanın kullanıldığı modelde implantların boyun bölgesinde strain dağılımının yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu modeldeki implant çevresindeki kortikal kemik dokusundaki maksimum birim uzamalar Frost'un tanımladığı (91, 92, 93) overload nedeniyle oluşan rezorpsiyon aralığında iken, diğer modellerdeki dağılımlar yeniden

şekillenme aralığındadır. Assunção ve ark. yaptıkları FEA çalışmasına göre (11); ball ataşmandaki stres dağılımı bar ataşmana göre daha yüksek değerler almıştır. Bu artışın ball ataşmaların, protezlerin daha yüksek genlikte hareket etmesine izin vermesinden kaynaklanabileceğini bildirilmiştir. Overdentureların hem doku hem de implant destekli olduğu vurgulanırken mukozanın reziliensinin de protez hareketlerini etkileyebileceği ifade edilmiştir. Ball ataşmaların oluşturduğu hareket serbestliği ve mukozanın reziliensi destek dokulardaki stres dağılımını artırabilecek bir faktör olarak gösterilmiştir. Bu çalışma bar ataşmanla karşılaştırıldığında ball ataşmaların daha yüksek stres dağılımına neden olduğunu bildirmektedir. Bunu destekleyen başka çalışmalar da mevcuttur (22, 59, 164, 169). Bar ataşmalarla implantların splintlenerek uygulanan kuvvetleri dağıtabilme yeteneğinin artırılması bu bulguları destekleyebilir. Posterior bölgedeki stres dağılımlarının bar ataşmanın rijit etkisi ile dokulara daha az stres iletilebileceği bildirilirken bu bulgunun klinik olarak kemik rezorpsiyon oranını azaltabileceği ifade edilmiştir. Heckmann ve ark. yaptıkları stereolithografik çalışmanın sonuçlarına göre; posterior bölgedeki strain dağılımının ataşmanlar arasında farklılık gösterebileceğini ve tutucunun rijit yapıda olmasının posteriorda daha az stres dağılımı oluşturabileceğini bildirmiştir. Çalışmada en yüksek strain değerlerine rijit olmayan teleskopik kuronların kullanıldığı modellerde ulaşılmıştır. (107). Benzer çalışma mevcuttur (174). Takuhisa ve ark. ise bar ataşmanlar kullanıldığında abutmentlara iletilen streslerin daha fazla olduğunu ifade etmişlerdir. Fakat bu çalışmada mukoza ve kemikteki strain değerleri değil abutmentlarda oluşan strain dağılımı değerlendirilmiştir (265).

Mericske-Stern ve ark. yaptıkları 3 boyutlu in vivo çalışmanın sonuçlarına göre; rijit bar ataşman kullanımı, ball ile karşılaştırıldığında, implantlar arası kuvvet paylaşımına neden olduğu için daha düşük stres dağılımı oluşturmaktadır (174). Mericske-Stern hastalar üzerinde ball ataşmanların kuvvet iletimini incelediği başka bir çalışmada (179); ball ataşmaların stres kırıcı tutucu mekanizması ile protezin rotasyonel hareketlerine izin vererek kuvveti protezi taşıyan rezidüel kretler üzerine yönlendirdiğini bildirmiştir. Bar gibi rijit bağlantıların stresleri implantlarda artırabileceğini ifade etmiştir.

Menicucci ve ark. da yaptıkları çalışmalarında ball ataşmanın rotasyonel harekete izin vermesinin distal kret üzerinde artan yük oluşumuna neden olabileceğini

ifade edilmiştir. Menicucci ve ark. bu çalışmalarında bar ataşman kullanıldığında klipslerin birbirine yakın olarak yerleştirilmesi nedeniyle protezin daha serbest sallanma hareketi yapmasına izin verebileceği bildirilmiştir (170). Bu nedenle posteriordaki dokulara stres iletimi artarken bar klipslerinin olabildiğince birbirinden uzak yerleştirilmesinin protez hareketlerini azaltabileceği sonucuna ulaşılmıştır (169, 170). Bizim çalışmamızda da arkaya doğru eğimli kretlerin varlığında implantlar arası mesafe arttığında posteriordaki dokulara iletilen yüklerin azaldığı tespit edilmiştir.

Şiddetli (Tamamen Rezorbe) Kret Rezorpsiyonu Gösteren Alt Çene Model Bulgularının Tartışması

Alt çene kemiği morfolojisi tamamen rezorbe olarak modellendiğinde implant çevresindeki kortikal kemik dokusunda oluşan strain dağılımları implantların kullanıldığı tüm modellerde Frost'un (91, 92, 93) yeniden şekillenme aralığında değerler almaktadır. Fakat vestibül kemikteki strainlerin dağılımı implantlar arası mesafe artırıldığında ve ball ataşman kullanıldığında artmıştır. İmplantlar arası mesafenin yakınlştırıldığı modellerdeki strain dağılımlarında hem implantların boyun bölgesinde hem de çevre kemik dokusunda azalma tespit edilmiştir. Meijer ve ark. ball ataşmaların mandibular eğilmenin oluşturacağı kuvvetleri azaltmak amacıyla atrofik çeneler için optimal bir alternatif olabileceğini bildirmiştir (167). Bu bulgular bizim çalışmamızın bulguları ile paraleldir.

SONUÇLAR

1. Çalışmamıza göre strain gauge gerilme analizi (SGA) ile deneysel model üzerinde yapılan yükleme sonrasında elde edilen veriler, sonlu elemanlar gerilme analizi (FEA) ile karşılaştırıldığında sonuçların birbiriyle paralellik gösterdiği tespit edilmiştir.

2. Strain-gauge gerilme analizinde kullanılan implantlı modellerden elde edilen strain değerleri, implantsız modelden elde edilen strain değerlerinden yüksek tespit edilmiştir. İmplantlı modellerden elde edilen strain değerlerinin yüksek olması çene kemiğine iletilen kuvvetlerin arttığını göstermektedir. Bu nedenle özellikle implantların çevresinde olmak üzere, kullanılmama (senil) atrofisinin oluşturabileceği kemik kaybı azaltılabilir.

3. Öne doğru eğimli kretlerde çift taraflı kuvvet uygulandığında, ön bölgede lingual kortikal kemikteki strainler vestibülde oluşan strain değerlerine göre yüksek bulunmuştur. Okluzyon düzlemi ile diverjan açı gösteren bu kret şekillerinde protezler öne linguale doğru fazla kuvvet uygulayabilir.

4. Normal kretlerde uygulanan yükleme sonrası oluşan strain ölçümleri implantların olduğu bölgelerde (ön bölgelerde) implantsız modellere göre anlamlı oranda yüksektir. Arka bölgelerde ise modeller arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda implant tutuculu overdenture'ların ve tam protezlerin posterior bölgede oluşturduğu strain dağılımları arasında anlamlı farkın oluşmaması, zaman içinde posterior bölgede oluşan kemik kaybının tam protez kullanan hastalarinkine benzer şekilde seyredebileceği yönünde fikir verebilir. Bu nedenle hastaların tedavi sonrası kontrollerinin ve protez-doku uyumu takiplerinin yapılmasının önemi ortaya konabilir.

5. Tek taraflı oblik yükleme sonrası ball ataşmanlar kullanıldığında; çalışan taraftaki implant denge tarafındakine oranla daha çok etkilenmektedir. Bar ataşmanlar kullanıldığında; çalışan ve denge tarafındaki implantlarda oluşan kuvvet dağılımı benzerdir. Dolayısıyla bar ile birleştirilen implantların uygulanan kuvveti paylaştığı tespit edilmiştir.

6. Normal kretlerde yükleme sonrası; implantlar arası mesafedeki ve ataşmanlardaki değişikliklerin implantların boyun bölgesindeki strain dağılımlarını etkilemediği belirlenmiştir.

7. Öne doğru eğimli kretlerde yükleme sonrası; implantlar yakın yerleştirildiğinde ve ball ataşman kullanıldığında kemikte strain dağılımının optimum olduğu görülmüştür. İmplantların kaninler hizasına yerleştirilmesi ise kemikte aşırı yüklemeye neden olmuştur. Bu nedenle ön bölgede aşırı rezorpsiyon görülen kretlerde implantların yakın yerleştirilmesi önerilebilir.

8. Arkaya doğru eğimli kretlerde yükleme sonrası; implantlar yakın yerleştirildiğinde ve ball ataşman kullanıldığında tüm kret boyunca strain değerlerinin arttığı ve aşırı yükleme aralığında olduğu tespit edilmiştir. Diğer modellerdeki dağılımlar optimumdur.

9. Şiddetli rezorpsiyon gösteren kretlerde yükleme sonrası; implantlar arası mesafedeki ve ataşmanlardaki değişikliklerin implantların boyun bölgesindeki strain dağılımlarını etkilemediği belirlenmiştir. İmplantlar arası mesafenin yakınlştırıldığı modellerdeki strain dağılımlarında hem implantların boyun bölgesinde hem de çevre kemik dokusunda azalma tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Açıkalın AE, Bayçu C. *Histoloji*. Ankara: T.C. Anadolu Üniversitesi Yayınları; 1995. pp. 124-44.
2. Adams C, Slack-Smith LM, Larson A, O'Grady MJ. Edentulism and associated factors in people 60 years and over from, rural and remote Western Australia. *Australian Dental Journal* 2003; **48**: 10-14.
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(1)**: 41-45.
4. Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Çehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; **22(1)**: 101-109.
5. Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Çehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16(6)**: 715-722.
6. Akça K, Çehreli MC, İplikcioglu H. A comparison of 3- dimensional finite element stress analysis with in vitro strain-gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics* 2002; **15**: 115-121.
7. Akça K, Çehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput* 2006; **44(7)**: 527-535.
8. Allen PF. Association between diet, social resources and oral health related quality of life in edentulous patients. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; **32**: 623-628.
9. Anıl A, Sülün T, Tuncer N, Özdemir T. İmplantüstü overdenture tarzı protezlerin başarısında diş diziminin önemi. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1996; **3(1)**: 49-54.
10. Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implants Res* 1997; **8**: 465-8.
11. Assunção WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*. 2008 Oct;35(10):766-74. Epub 2008 May 9.
12. Assunção WG, Zardo GG, Delben JA. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among elderly edentulous patients: satisfaction and quality of life. *Gerodontology* 2007; **24**: 235-238.
13. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 2000; **45(7)**: 543-550.

14. Atwood DA. A cephalometric study of the clinical rest position of the mandible II. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1957; **7**: 544-552.
15. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1971; **26(3)**: 266-279.
16. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001; **86(2)**: 119-125.
17. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A ve ark. 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(4)**: 390-396.
18. 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**: 575-581.
19. Balatlıoğlu A. Akrilik kaideli ve yumusak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2000.
20. Barao VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, Rocha EP. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg*. 2009 Jul;20(4):1066-71.
21. Barao VA, Assunção WG, Tabata LF. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed* 2008; **92**: 213-223.
22. Bergendahl T, Engquist B. Implant supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**: 253-262.
23. Bergman B, Carlsson GE, Ericson S. Effect of differences in habitual use of complete dentures on underlying tissues. *Scand J Dent Res* 1971; **79**: 449-460.
24. Bever MB. *Encyclopedia of Material Science and Engineering*. New York: Pergamon Press; 1986. pp. 1059.
25. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW. Finite element analysis of four abutment Hader bar designs. *Implant Dent* 1993; **2**: 171-176.
26. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Journal of Oral Implantology* 1992; **23**: 264-274.
27. Blahout RM, Hienz S, Solar P, Matejka MH, Ulm CW. Quantification of bone resorption in the interforaminal region of the atrophic mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; **22(4)**: 609-615.
28. Bobynd JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1992; **274**: 79-96.

29. Boerrigter EM, Stegenga B, Raghoobar GM, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: A comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; **53**: 1167-1173.
30. Brand RA, Stanford CM. How connective tissues temporally process mechanical stimuli. *Med Hypotheses* 1994; **42**: 99-104.
31. Branemark PI. Osseointegration: Biotechnological perspectives and clinical modality. İçinde: Branemark PI, Rydevik BL, Skalak R, editör. *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement*. Chicago: Quintessence; 1997. pp. 1-24.
32. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1985.
33. Brehm TW, Abandhi BJ. Patient response to variations in complete denture techniques. *J Prosthet Dent* 1980; **44**: 491-494
34. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1984; **54**: 82-90.
35. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000; **15**: 15-46.
36. Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. Review. *Int J Prosthodont* 1998; **11(5)**: 470-490.
37. Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin N Am* 2004; **48**: 603-623.
38. Burns DR. Mandibular overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont* 2000; **9**: 37-46.
39. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998; **13**: 611-619.
40. 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. *Journal of Biomedical Materials Research* 1991; **25**: 889-902.
41. Çağlar A, Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; **21(1)**: 36-44.
42. Çalıkkoçaoğlu S. *Tam Protezler*. 3. Baskı. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayını; 1998.
43. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996; **27(9)**: 591-598.

44. Cannizzaro G, Leone M, Esposito M. Immediate versus early loading of two implants placed with a flapless technique supporting mandibular bar-retained overdentures: a single-blinded, randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology* 2008; **1**: 33-43.
45. Carlsson GE, Lindquist LW. Ten-year longitudinal study of masticatory function in edentulous patients treated with fixed complete dentures on osseointegrated implants. *International Journal of Prosthodontics* 1994; **7**: 448-453.
46. Carlsson GE, Omar R. Trends in prosthodontics. Review. *Med Princ Pract* 2006; **15**(3): 167-79.
47. Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. *Odontol Rev* 1967; **18**: 27-54.
48. Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. *Frontiers of Oral Physiology* 1974; **1**: 265-292.
49. Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. Review. *J Prosthet Dent* 1998; **79**(1): 17-23.
50. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. Histomorphometric analysis of implant anchorage for 3 types of dental implants following 6 months of healing in baboon jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000; **15**: 785-791.
51. Carter DR. Mechanical loading history and skeletal biology. *Biomechan* 1987; **20**: 1095-1109.
52. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical Orthopaedics* 1987; **238**: 237-250.
53. Çehreli 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**(2): 249-257.
54. Çehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004; **32**(2): 123-132.
55. Çehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16**(5): 540-548.
56. Çekiç C, Akça K, Çehreli MC. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 2007; **38**(6): e291-e297.
57. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodont Restorative Dent* 1995; **15**: 563-573.
58. Chen JH, Liu C, You L, Simmons CA. Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. Review. *J Biomech* 2010; **43**(1): 108-118.

59. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; **32**: 193-205.
60. Çilingir AA. Geleneksel ve implant destekli alt tam protezlerde alt çeneye gelen gerilmelerin deneysel ve sayısal yöntemlerle analizi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2005.
61. Çınar D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
62. Cooper LF. A modular approach to dental implant therapy: the appropriate selection of one- and two-stage surgeries. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23(9 Suppl 2)**: 4-12.
63. Cooper LF. The current and future treatment of edentulism. Review. *J Prosthodont* 2009; **18(2)**: 116-122.
64. Cronin M, Meaney S, Jepson NJ, Allen PF. A qualitative study of trends in patient preferences for the management of the partially dentate state. *Gerodontology* 2009; **26(2)**: 137-142.
65. Daegling DJ, Hylander WL. Biomechanics of torsion in the human mandible. *Am J Phys Anthropol* 1998; **105(1)**: 73-87.
66. Daellenbach K, Hurley E, Brunski JB, Rangert B. Biomechanics of in-line vs. offset implants supporting a partial prosthesis. Abstract. *Journal of Dental Research* 1996; **75**: 183.
67. De Aguiar AE, Klein A, Beck JO. Spongy bone architecture of edentulous mandibles: a television radiographic evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1968; **19**: 12-21.
68. De Smet E, Jacobs R, van Steenberghe D, Naert I. In vivo forces and peri-implant (re)modelling around immediately loaded implants. A prospective clinical trial. Abstract. *Clinical Oral Implants Research* 2002; **13**: xxii.
69. Deagling DJ. The relationship of in vivo bone strain to mandibular corpus morphology in *Macaca fascicularis*. *J Hum Evol* 1993; **25**: 247-269.
70. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; **26**: 77-81.
71. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implantsupported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003; **134(11)**: 1455-1458.
72. Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Ronold HJ, Naert I, Vander Sloten J ve ark. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research* 2001; **12**: 207-218.

73. Duyck J, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: The influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 1999; **3**: 201-207.
74. 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 prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research* 2000; **11**: 465-475.
75. Duyck J. Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants. Thesis. Katholieke Universiteit Leuven; 2000. pp. 8-49.
76. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; **79**: 415-421.
77. EL Moberg, Köndel PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Branemark System and ITI Dental Implant System for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. *Clinical Oral Implants Research* 2001; **12**: 450-461.
78. Elter JR, Champagne CM, Offenbacher S, Beck JD. Relationship of periodontal disease and tooth loss to prevalence of coronary heart disease. *Journal of Periodontology* 2004; **75**: 782-790.
79. Enlow DH, Bianco HI, Eklund S. The remodeling of the edentulous mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1976; **36**: 685-693.
80. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerine oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş tedavisi ABD. Doktora Tezi. Konya. 2004
81. Ergatoudis I, Irons BM, Zienkiewicz OW. Curved, isoparametric, quadrilateral elements for finite element analysis. *Int J Solids Struct* 1968; **4(1)**: 31-42.
82. Eser A, Akça K, Eckert S, Çehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; **24(3)**: 439-446.
83. Eskitaşcıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal 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**: 144-150.
84. Federation Dentaire Internationale/World Health Organization. Global goals for oral health in the year 2000. *International Dental Journal* 1982; **32(1)**: 74-77.
85. Feine JS, Carlsson GE. *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 2003.
86. Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent* 1998; **79(1)**: 31-6.
87. Ferdinand PB, Johnston ER. *Mechanics of Materials*. New York: McGraw-Hill, 1992. pp. 701.

88. Fiske J, Davis DM, Frances C. The emotional effects of tooth loss in edentulous people. *Br Dent J* 1998; **184**: 90-93.
89. Fitzpatrick B. Standard of care for the edentulous mandible: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2006; **95**: 71-78.
90. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; **6(2)**: 142-146.
91. Frost HM. A new direction for osteoporosis research: a review and proposal. *Bone* 1991; **12**: 429-437.
92. Frost HM. Bone 'mass' and the 'mechanostat' a proposal. *Anatomical Records* 1987; **219**: 1-9.
93. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthodontics* 1994; **64**: 175-188.
94. Ganong WF. *Review of Medical Physiology*. 16th Ed. New Jersey: Appleton&Lange; 1993. pp. 337, 349-352, 357-359.
95. Garant PR. *Oral Cells and Tissues*. 1st Ed. Chicago: Quintessence Books; 2003. pp. 195-239.
96. Geering AH, Kundert M, Kelsey CC. Complete denture and overdenture prosthetics. İçinde: Rateitschak KH, Wolf HF, editörler. *Color Atlas of Dental Medicine*. New York: Thieme Medical Publishers. 1993. pp. 98.
97. Gençel B. Yumuşak astar maddesi ve metal döküm ile alt tam protez kaidesinin desteklenmesinin alt çene kemiğinde gerilme dağılımlarına etkisinin strain-gauge metodu ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2004.
98. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 585-598.
99. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC. Occlusal forces during chewing-influence of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981; **46**: 561-567.
100. Gökalp S, Güçiz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve Yaşlılarda Ağız-Diş Sağlığı Profili Türkiye-2004. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2007; **31(4)**: 11-18.
101. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology*. 9. Edition. W.B. Saunders Company; 1996.
102. Gysi A. Practical application of research results in denture construction. *The Journal of the American Dental Association* 1929; **16**: 199.
103. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık; 2000. pp. 10-55.

104. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 1979; **37**: 195-206.
105. Hebel KS, Gajjar RS. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1997; **77**: 28-35.
106. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12(6)**: 617-623.
107. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12(6)**: 640-647.
108. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica* 1977; **35**: 297-303.
109. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 169-174.
110. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; **6(3)**: 319-328.
111. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; **23**: 104-111.
112. 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(2)**: 80-88.
113. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2000; **15**: 824-830.
114. Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1992; **274**: 124-134.
115. Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? Review. *J Anat* 2000; **197**: 145-156.
116. Huja SS, Qian H, Roberts WE, Katona TR. Effects of callus and bonding on strains in bone surrounding an implant under bending. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998; **13**: 630-638.
117. Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. *Am J Phys Anthropol* 1984; **64**: 1-46.

118. Ichim I, Kieser JA, Swain MV. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. *Arch Oral Biol* 2007; **52(5)**: 465-473.
119. Ihde S, Goldmann T, Himmlova L, Aleksic Z. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; **106(1)**: 39-48.
120. In Cohen B. John Hunter. Pathologist. *Journal of the Royal Society of Medicine* 1993; **86**: 587-592.
121. İplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Mar-Apr; **18(2)**:258-65.
122. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; **30(1)**: 41-46.
123. Jacobs R, Schotte A, van Steenberghe D, Quirynen M. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clin Oral Implants Res* 1992; **3**: 63-70.
124. Jaffin R, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991; **62(1)**: 2-4.
125. Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 209-215.
126. Jemt T, Carlsson GE. Aspects of mastication with bridges on osseointegrated implants. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1986; **94**: 66-71.
127. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus 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.
128. Jensen O. Site classification for the osseointegrated implant. *J Prosthet Dent* 1989; **61(2)**: 228-234.
129. Johansson C, Albrektsson T. The integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1987; **2**: 69-75.
130. Joseph Edward Shigley. *Mechanical Engineering Design*. McGraw-Hill Book Company; 1986.
131. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. *Basic Histology*. 7. Edition. Appleton & Lange Publishing Co.; 1992.
132. Kalk W, de Baat C. Some factors connected with alveolar bone resorption. *J Dent* 1989; **17**: 162-165.
133. Karataş Özdemir M. Dişlerini sıkı bir hastanın temporomandibular eklemine gelen kuvvetlerin oklüzal splint varken ve yokken üç boyutlu sonlu elemanlar analiz

yöntemiyle incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Çene Yüz Protezleri BD. Doktora Tezi. İstanbul. 2006.

134. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge--three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001; **28(10)**: 950-957.
135. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL. Effects of attachment clips on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures and cantilevered superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; **12**: 228-236.
136. Kelsey CC, Lang BR, Wang RF. Examining patients' responses about the effectiveness of five denture adhesive pastes. *J Am Dent Assoc* 1997; **128**: 1532-1538.
137. Kelsey CC. Alveolar bone resorption under complete dentures. *J Prosthet Dent* 1971; **25**: 152-161.
138. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 559-564.
139. Khan AS, Wang X. *Strain Measurements and Stress Analysis*. USA: Prentice-Hall Inc.; 2001. Bölüm 4-5,7.
140. Kingsmill VJ, Boyde A. Mineralisation density of human mandibular bone: quantitative backscattered electron image analysis. *Journal of Anatomy* 1998; **192**: 245-256.
141. Klein-Nulend J, Van der Plas A, Semeins CM, Ajubi NE, Frangos JA, Nijweide PJ. Sensitivity of osteocytes to biomechanical stress in vitro. *FASEB J* 1995; **9**: 441-445.
142. Klemetti E. A review of residual ridge resorption and bone density. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 512-514.
143. Klemetti, E. ve Vainio, P. Effect of maxillary edentulousness on mandibular residual ridges. *Scandinavian Journal of Dental Research* 1994; **102**: 309-312.
144. 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(3)**: 447-452.
145. Koriath TM, Chew CBW, Chung DH. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *Journal of Oral Implantology* 1998; **24**: 93-96.
146. Koriath TWP, Hannam AG. Mandibular forces during simulated tooth clenching. *J Orofac Pain* 1994; **8**: 178-189.
147. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; **73**: 56-66.
148. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; **8**: 90-104.

149. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *American Journal of Physical Anthropology* 1992; **88**: 69-96.
150. Kumar V, Cotran RS, Robbins SL. *Basic Pathology*. 6. Edition. W.B. Saunders Company; 2000.
151. Lahti S, Suominen-Taipale L, Hausen H. Oral health impacts among adults in Finland: competing effects of age, number of teeth, and removable dentures. *The European Journal of Oral Sciences* 2008; **116(3)**: 260-266.
152. Lammie GA. Aging changes and the complete lower denture. *J Prosthet Dent* 1956; **6**: 450-464.
153. Landa JS. Classification of mandibular resorption. *Dent Radiogr Photogr* 1967; **40(3)**: 62-65.
154. Lanyon LE, Rubin CT. Functional adaptation in skeletal structures. İçinde Hildebrand M, Bramble DM, Liem KF, Wake DB, editörler. *Functional vertebrate morphology*. Cambridge, MA: Harvard University; 1985. pp. 1-25.
155. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1999; **14**: 639-645.
156. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. A finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; **10(3)**: 355-366.
157. Lewis G. Aparametric finite element analysis study of the stresses in an endosseous implant. *Biomed Mater Eng* 1994; **4**: 495-502.
158. Li CY, Schaffler MB, Wolde-Semait HT, Hernandez CJ, Jepsen KJ. Genetic background influences cortical bone response to ovariectomy. *J Bone Miner Res* 2005; **20**: 2150-2158.
159. Likeman PR, Watt DM. Morphological changes in the maxillary denture bearing area. A follow-up 14-17 years after tooth extraction. *British Dental Journal* 1974; **136**: 500-503.
160. Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontologica Scandinavica* 1997; **28**: 679-689.
161. Lord JL, Teel S. The overdenture. *Dent Clin North Am* 1969; **13(4)**: 871-881.
162. Lotz JC, Gerhart YN, Hayes WC. Mechanical properties of metaphysical bone in the proximal femur. *J Biomech* 1991; **24**: 317-329.
163. Martin RB, Burr DB. *Structure, function and adaptation of compact bone*. New York: Raven Press; 1989.
164. Meijer HJ, Geertman ME, Raghoobar GM, Kwakman JM. Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different systems. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; **59**: 1260-1268.

165. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, 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.
166. Meijer HJA, Batenburg RHK, Raghoobar GM. Influence of patient age on the success rate of dental implants supporting an overdenture in an edentulous mandible: A 3-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; **16**: 522-526.
167. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 96-102.
168. Melas F, Marcenes W, Wright PS. Oral health impact on daily performance in patients with implant-stabilized overdentures and patients with conventional complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; **16(5)**: 700-712.
169. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**: 369-376.
170. 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(6)**: 851-856.
171. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002; **13(3)**: 334-341.
172. Mercier P, Bellavance F. Effect of artificial tooth material on mandibular residual ridge resorption. *Journal Canadian Dental Association* 2002; **68(6)**: 346-350.
173. Merckse-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; **84**: 535-547.
174. Merckse-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996; **7**: 387-396.
175. Merckse-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research* 1996; **7**: 153-161.
176. Merckse-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; **5**: 375-383.
177. Merckse-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(2)**: 142-151.
178. Merckse-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; **8(3)**: 254-263.

179. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13(1)**: 36-43.
180. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. Review. *J Prosthet Dent* 1998; **79(1)**: 66-73.
181. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 1995; **7**: 25-29.
182. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 1988; **7(5)**: 39-40.
183. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby; 1999.
184. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. Missouri: Elsevier Mosby; 2005.
185. Miura H, Araki Y, Haraguchi K, Arai Y, Umenai T. Socioeconomic factors and dental caries in developing countries: a crossnational study. *Social Science & Medicine* 1997; **44(2)**: 269-272.
186. Moberg LE, Köndell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Branemark System and ITI Dental Implant System for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12(5)**: 450-461.
187. Mongini F, Calderale PM, Barberi G. Relationship between structure and the stress pattern in the human mandible. *J Dent Res* 1979; **58**: 2334-2337.
188. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; **15(1)**: 20-27.
189. Morneburg TR, Pröschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *International Journal of Prosthodontics* 2003; **16**: 481-486.
190. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1969; **21(5)**: 513-22.
191. Mullender MG, Huiskes R. Osteocytes and bone lining cells: which are the best candidate for mechano-sensors in cancellous bone? *Bone* 1997; **20**: 527-532.
192. Mullender MG, Huiskes R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J Orthop Res* 1995; **13**: 503-512.
193. Naert I, Quirijnen M, Theuniers G, Van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991; **65**: 671-680.
194. Nakai H, Niimi A, Ueda M. Osseous proliferation of the mandible after placement of endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15(3)**: 419-424.

195. Nakata, M. Masticatory function and its effects on general health. *International Dental Journal* 1998; **48**: 540-548.
196. Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 1997; **10(2)**: 183-189.
197. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006; **22(4)**: 388-395.
198. Neufeld JO. Changes in the trabecular pattern of the mandible following the loss of teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1958; **8**: 685-697.
199. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dentistry* 2000; **9**: 207-218.
200. 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 periimplant parameters. *Int J Prosthodont* 2001; **14(6)**: 536-542.
201. Oh TJ, Shotwell JL, Billy EJ, Wang HL. Effect of flapless implant surgery on soft tissue profile: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Periodontology* 2006; **77(5)**: 874-882.
202. Ohtomo K. Relationship between size of denture foundation and masticatory function in complete denture wearers. *J Jpn Prosthodont Soc* 1996; **40**: 1194-1204.
203. Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W ve ark. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16(1)**: 53-59.
204. Onat T, Emerk K, Sözmen EY. *İnsan Biyokimyası*. 1. Baskı. Ankara: Palme Yayıncılık; 2002. pp. 602-605.
205. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants, DICRG Interim Report No 1. *Implant Dent* 1994; **3(2)**: 90-94.
206. Ortman HR. Factors of bone resorption of the residual ridge. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1962; **12**: 429-440.
207. Osier JF. Biomechanical load analysis of cantilevered implant systems. *Journal of Oral Implantology* 1991; **17**: 40-47.
208. Owan I, Burr DB, Turner CH, Qiu J, Tu Y, Onyia JE. Mechanotransduction in bone: osteoblasts are more responsive to fluid forces than mechanical strain. *Am J Physiol* 1997; **273**: C810-C815.
209. Özbek F. Farklı malzemelerle dolgu yapılmış diş modellerinde yük altında gerilme analizi. Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği ABD. Y. Lisans Tezi. Erzurum. 2007.

210. Packota GV, Hoover IN, Neufeld BD. A study of the height of intact alveolar bone on panoramic radiographs of adult patients. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1988; **60**: 504-509.
211. Palla S. Occlusal considerations in complete dentures. İçinde McNeill C editör. *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence; 1997. pp. 457-467.
212. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997; **25(6)**: 485-491.
213. Petersen PE. The world oral health report 2003: continuous improvement of oral health in the 21st century – the approach of the WHO global oral health programme. *Community Dentistry of Oral Epidemiology* 2003; **31**: 3-24.
214. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005; **16(4)**: 486-494.
215. Petrie CS, Williams JL. Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the p-version finite element method. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 2002; **2**: 339-345.
216. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A. Microscopical observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants: a report of two cases. *Biomaterials* 1996; **17**: 1333-1337.
217. Piattelli A, Paolantonio M, Corigliano M, Scarano A. Immediate loading of titanium plasma-sprayed screw-shaped implants in man: a clinical and histological report of two cases. *Journal of Periodontology* 1997; **68**: 591-597.
218. Piattelli A, Trisi P, Romasco N, Emanuelli M. Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: influence of early loading and primary stability. *Journal of Oral Implantology* 1993; **19**: 303-306.
219. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont* 2007; **16(2)**: 141-147.
220. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-effect on bone remodelling. *Journal of Biomedical Materials Research* 1991; **25**: 467-483.
221. Qin YX, McLeod KJ, Guilak F, Chiang F-P, Rubin CT. Correlation of bony ingrowth to the distribution of stress and strain parameters surrounding a porous-coated implant. *J Orthop Res* 1996; **14**: 862-870.
222. 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**: 719-728.
223. Quirynen M, Naert 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**: 1-8.
224. Ralph JP. Photoelastic studies in the edentulous human mandible. *J Dent* 1975; **3**: 9-14.

225. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical Oral Implants Research* 1999; **10**: 8-15.
226. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; **4**: 241-247.
227. Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. *Nobelpharma News* 1993; **7**: 4-5.
228. Raustia AM, Salonen MAM, Pyhtinen J. Evaluation of masticatory muscles of edentulous patients by computed tomography and electromyography. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996; **23**: 11-16.
229. Reddy MS, Geurs NC, Wang IC, Liu PR, Hsu YT, Jeffcoat RL ve ark. Mandibular growth following implant restoration: does Wolff's law apply to residual ridge resorption? *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; **22(4)**: 315-321.
230. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; **26(2)**: 111-119.
231. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998; **13**: 232-244.
232. Robert D Cook, David S Malkus, Michael E Plesha. *Concepts and Applications of Finite element Analysis*. John Wiley & Sons; 1989.
233. Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. İçinde Naert I, van Steenberghe D, Worthington P, editörler. *Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook*. London: Quintessence; 1993. pp. 163-164.
234. Roberts WE. Bone tissue interface. *Journal of Dental Education* 1988; **52**: 804-809.
235. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2001. pp. 347.
236. Rubin C T, McLeod KJ. Promotion of bony ingrowth by frequency specific, low-amplitude mechanical strain. *Clin Orthop Rel Res* 1994; **298**: 165-174.
237. Rydevik BL. Amputation prosthesis and osseoperception in the lower and upper extremity. İçinde Branemark PI, Rydevik BL, Skalak R, editörler. *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement*. Chicago: Quintessence; 1997. pp. 175-182.
238. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; **92(4)**: 328-336.
239. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001; **86(5)**: 468-473.
240. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002; **20**: 271-282.

241. Şahin V. Teleskop tutuculu serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerin biyomekanik analizi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. Ankara. 2006.
242. Sanz M, Alandex J, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M, van Steenberghe D. Histopathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Branemark implants with 2 district clinical and radiological patterns. *Clin Oral Implants Res* 1991; **2**: 128-134.
243. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999; **26(8)**: 640-643.
244. Saydam G, Oktay I, Möller I. Türkiyede Ağız Diş Sağlığı Durum Analizi. Ankara: Dünya Sağlık Örgütü Avrupa Bölgesi-Sağlık Bakanlığı. 1990.
245. Schaffler MB. Insitu measurement of solute transport in the bone lacunar–canalicular system. *Proc Natl Acad Sci* 2005; **102(33)**: 11911–11916.
246. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşcıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; **93**: 227-234.
247. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; **71**: 23-26.
248. Sharry JJ, Askew HC, Hoyer H. Influence of artificial tooth forms on bone deformation beneath complete dentures. *J Dent Res* 1960; **39(2)**: 253-266.
249. Shore RC, Kirkham J, Robinson C, Rahemtulla F. Effect of occlusal load on the distribution of proteoglycans within the rat mandible (abstract). *Journal of Dental Research* 1996; **75**: 1155.
250. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; **49**: 843-848.
251. Skerry TM. One mechanostat or many? Modifications of the site-specific response of bone to mechanical loading by nature and nurture. Review. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2006; **6(2)**: 122-127.
252. Sobolik CF. Alveolar bone resorption. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1960; **10**: 612-619.
253. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; **10**: 231-243.
254. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999; **81**: 553-561.
255. Stanford CM, Schneider GB. Functional behaviour of bone around dental implants. *Gerodontology* 2004; **21(2)**: 71-77.

256. Stanford CM. Biomechanical and functional behavior of implants. Review. *Adv Dent Res* 1999; **13**: 88-92.
257. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1998; **13**: 82-90.
258. Stein PS, Desrosiers M, Donegan SJ. Tooth loss, dementia and neuropathology in the Nun study. *J Am Dent Assoc* 2007; **138**: 1314-1322.
259. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Review. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; **15(4)**: 240-8.
260. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research* 1998; **43**: 192-203.
261. Tallgren A. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during longterm denture wear; a longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontologica Scandinavica* 1966; **24**: 195-239.
262. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1972; **27**: 120-132.
263. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; **94(1)**: 10-92.
264. Thomason JM. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; **10(3)**: 95-96.
265. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In 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(2)**: 128-134.
266. Toprak T, Bozdağ E, Sünbülöğlu E, Baysal G. III. Ulusal Biyomekanik Kongresi Bildiri Kitabı. 01-02 Aralık 2006. İstanbul: İTÜ İnşaat Fakültesi Matbaası; 2008.
267. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006; **15(1)**: 24-34.
268. Tuncay CO, Thomson S, Abadi B, Ellinger C. Cephalometric evaluation of patients wearing complete dentures. *J Prosthet Dent* 1984; **51**: 169-180.
269. Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. *Bone* 1998; **23**: 399-407.
270. Turner CH, Forwood MR, Otter MW. Mechanotransduction in bone: Do bone cells act as sensors of fluid flow? *FASEB J* 1994; **8**: 875-878.
271. Ulm CW, Kneissel M, Hahn M, Solar P, Matejka M, Donath K. Characteristics of the cancellous bone of edentulous mandibles. *Clinical Oral Implants Research* 1997; **8**: 125-130.

272. Ünlüer Ş. Türkiye’de 35-44 ve 65-74 indeks yaş gruplarında ağız ve diş sağlığı durumu-2004. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
273. Van Eijden TM, van der Helm PN, van Ruijven LJ, Mulder L. Structural and mechanical properties of mandibular condylar bone. *J Dent Res* 2006; **85(1)**: 33-37.
274. Van Eijden TMGJ, Korfage JAM, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec* 1997; **248**: 464-474.
275. Van Eijden TMGJ. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; **11**: 123-136.
276. Van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2003; **14(6)**: 720-726.
277. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; **9**: 407-418.
278. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Review. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; **9(4)**: 257-270.
279. Van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped selftapping pure titanium implant systems. *Clinical Oral Implants Research* 2000; **11**: 202-209.
280. Van Steenberghe D, Quirynen M, Calberson L, Demanet M. A prospective evaluation of the fate of 697 consecutive intraoral fixtures modum Branemark in the rehabilitation of edentulism. *J Head Neck Pathol* 1987; **6**: 53-58.
281. 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(1)**: 19-25.
282. Wang L, Ciani C, Doty SB, Fritton SP. Delineating bone’s interstitial fluid pathway in vivo. *Bone* 2004; **34(3)**: 499-509.
283. Watanabe HY, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; **9(1)**: 31-36.
284. Weinberg L, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 1996; **16**: 252-265.
285. White EW. Implantatretinierte Deckprothese und ihre Verankerungs-systeme. *Implatologie* 1993; **4**: 347-357.

286. White SN, Caputo AA, Anderkvist TA. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; **71**: 493-499.
287. Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent* 1974; **32**(1): 7-12.
288. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; **21**: 563-570.
289. Window AL, Holister GS. *Strain Gauge Technology*. Great Britain: Applied Science Publishers Ltd.; 1983.
290. Winter CM, Woelfel JB, Igarashi T. Five year changes in the edentulous mandible determined on oblique cephalometric radiographs. *J Dent Res* 1974; **53**: 1455-1467.
291. Wright PS, Watson RM. Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1998; **13**: 77-81.
292. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: surgical results. *J Prosthet Dent* 1990; **63**: 451-457.
293. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. Review. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 65-72.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ayşegül	Soyadı	Yurdakoş
Doğ.Yeri	Zile	Doğ.Tar.	05.03.1980
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	55525336622
Email	aysegulyurdakos@msn.com	Tel	0533 281 25 15

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2003
Lisans		
Lise	Zile Lisesi	1998

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	İyi	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	75.9	74.4	70.8
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

1. **Yurdakoş A.**, Bilgin T. “İmplant Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyona Etkisi” Dişhekimliğinde Klinik Dergisi Temmuz 2008, Cilt 24; 92-100.
2. **Yurdakoş A.**, Çalışır F., Bilgin T. “Sağ Redüksiyonlu Disk Deplasmanı Hastasının Protetik Rehabilitasyonu” III.Temporomandibular Eklem (TME) Sempozyumu (Temporomandibular Eklem İnternal Düzensizliklerinde, Protetik ve Cerrahi Rehabilitasyon Araştırmalar/Konseptler). 26-27 Nisan 2008, Ankara, Türkiye. (Uluslararası Serbest Bildiri)