



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MAKSİLLER ANTERİOR TEK DİŞ İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE
FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN DEĞİŞİK AÇILARDA
KULLANIMININ OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
METODUYLA İNCELENMESİ**

Said Mirza KIZMAZ

DOKTORA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

PROF. DR. Köksal BEYDEMİR

DİYARBAKIR-2019



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MAKSİLLER ANTERİOR TEK DİŞ İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE
FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN DEĞİŞİK AÇILARDA
KULLANIMININ OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
METODUYLA İNCELENMESİ**

Said Mirza KIZMAZ

DOKTORA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

PROF. DR. Köksal BEYDEMİR

DİYARBAKIR-2019



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ONAY

Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Dt. Said Mirza KIZMAZ'ın hazırladığı "Maxillar Anterior Tek Diş İmplant Destekli Protezlerde Farklı Abutment Materyallerinin Değişik Açılarda Kullanımının Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi Metoduyla İncelenmesi" başlıklı tez Dicle Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarih: 08/01/2019

Danışman Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR

Jüri Üyeleri

Jüri Başkanı Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR
Üye Prof.Dr. Emrah AYNA
Üye Doç.Dr. Süleyman AGÜLOĞLU
Üye Dr. Öğr.Üyesi Nedim GÜNEŞ
Üye Dr. Öğr. Üyesi Tahir KARAMAN

İmza

Bu tez Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 22.01/2019 tarih ve 2/1 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

24.01.2019

Prof. Dr. Hakkı Murat BİLGİN
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü





TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

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 çalışmasıyla 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 olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

14/12/2018

Said Mirza KIZMAZ

İmza

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana büyük yardımda bulunan, tezimin hazırlanmasında yol gösteren, çok değerli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR**' e ve **Prof. Dr.Emrah AYNA**'ya;

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapmakta olan değerli öğretim üyelerine;

Birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personellerimize;

Doktora eğitimim boyunca desteğini benden esirgemeyen aileme

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...



İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	i
BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜRLER.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	V
TABLolar LİSTESİ.....	VI
KISALTIMA LİSTESİ.....	VII
1. ÖZET	
1.1. Türkçe Özet.....	1
1.2 İngilizce Özet.....	3
2. GİRİŞ	5
3. GENEL BİLGİLER	15
3.1. İMPLANTIN TANIMI VE TARİHİ	15
3.1.1 İmplantların Sınıflandırılması.....	16
3.1.2 İmplant Abutmentleri.....	18
3.1.2.1 Seramik İmplant Abutmentleri.....	20
3.1.2.2 Zirkonya abutmantlar.....	21
3.1.3 İmplant Üstü Protezler ve İmplant Üstü Protez Sınıflaması.....	22
3.1.3.1 İmplant Üstü Tam Seramik Protezler.....	24
3.2. OSSEOENTTEGRASYON VE İMPLANT BAŞARI KRİTERLERİ	26
3.3. İMPLANT BİYOMEKANİĞİ	26
3.3.1 Dental İmplantta Etki Eden Yükler.....	29
3.3.1.1 Kütle Kuvvet ve Ağırlık.....	29
3.3.1.2 Kuvvetin Bileşenleri (Vektöriyel Çözüm).....	30
3.4. KEMİK TİPİ VE ÖZELLİKLERİ	34
3.4.1. Kortikal Kemik.....	34
3.4.2. Trabeküler Kemik.....	35
3.4.3 Kemik Kalitesi Sınıflaması.....	35
3.5 OKLÜZAL YÜKLERİN PERİ-İMPLANT KEMİĞE ETKİSİ	36
3.5.1 Mekanik Yüklemenin Kemik İyileşmesi Üzerine Etkisi.....	36
3.5.2 Dental imlantlar ile Peri-İmplant Kemik Arasındaki Yük İletimi.....	36
3.5.3 Kemğin Mekanik Strese Yanıtı.....	38
3.5.4 Oklüzal Yüklerin Progresif Marjinal Kemik Rezorpsiyonu Üzerine Etkisi.....	42
3.5.5 Oklüzal Yüklerin İmplant Kaybı Üzerine Etkisi.....	43
3.5.6 Kemik İmplant Arayüzüne Etki Eden Stresin Azaltılması.....	43
3.5.6.1 Kemik İmplant Temas Alanının Artırılması.....	44
3.5.6.2 Kemğin Yoğunluğu.....	44
3.5.6.3 İmplantta Bağlı Faktörler.....	46
3.5.6.4 İmplantta İletilen Okluzer Yükleri Azaltmak.....	47
3.6. ALVEOL KRETİNDEKİ REZORBSİYONU ETKİLEYEN KLİNİK FAKTÖRLER	48
3.6.1 Üst Çene Alveol Kavsının Şekil ve Boyutları.....	52
3.7. ANTERİOR MAKSİLLADA DENTAL İMPLANT UYGULAMALARI	53

3.7.1. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Öncesi Değerlendirme.....	53
3.7.2. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında İmplantların İdeal Olarak Konumlandırılması.....	54
3.7.3 Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Prosedür.....	56
3.7.4. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Biyomekanik Açından Risk Faktörleri.....	57
3.8 ESTETİK BÖLGE TEK DIŞ EKSİKLİĞİ VE TEDAVİSİ.....	57
3.8.1 Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Seçenekleri.....	58
3.8.2 Sabit Bölümlü Protezler.....	58
3.8.3 Adeziv Köprüler.....	59
3.8.4. Hareketli Bölümlü Protezler.....	59
3.8.5 Tek Diş İmplantları.....	59
3.9 ÜST ÇENE TEK DIŞ EKSİKLİKLERİNDE TEDAVİ PLANLAMASI.....	60
3.9.1 İmplantın 3 Boyutlu Pozisyonlandırılması.....	62
3.10. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN STRES ANALİZLERİ VE SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ	63
3.10.1 Kırılğan Vernik Tekniğiyle Kuvvet Analiz Yöntemi.....	63
3.10.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	64
3.10.3. Gerilimölçer İle Kuvvet Analizi.....	64
3.10.4 Holografik İnterferometri Yöntemi.....	64
3.10.5 Termografik Kuvvet Analizi.....	64
3.10.6 Radyotelemetri.....	64
3.10.7 Sonlu Elemanlar Yöntemi.....	64
3.10.7.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları.....	67
3.11 STRESS ANALİZİNDE KULLANILAN TEKNİK TERİMLER.....	68
3.11.1 Kuvvet.....	69
3.11.2 Gerilme (Stres).....	69
3.11.3 Mohr Çemberi ve Asal Eksenler.....	69
3.11.4 Bileşik Stres Durumu.....	71
3.11.5 Hooke Kanunu.....	71
3.11.6 Poison Oranı.....	72
3.11.7 Elastiklik Modülü (Young Modülü).....	72
3.11.8 Gerinim (Strain Şekil Değiştirme).....	72
3.11.9 Ortotropik, İzotropik ve Transversal İzotropik Malzemeler.....	73
3.12 KIRILMA HİPOTEZLERİ.....	73
4.GEREÇ VE YÖNTEM.....	74
4.1 MODELLEMELERİN OLUŞTURULMASI.....	75
4.1.1 Üst Çene Modelinin Sayısallaştırılması.....	76
4.1.2.Dental İmplantın Sayısallaştırılması.....	76
4.1.3 Abutment Modellerinin Hazırlanması.....	77
4.1.4 Zirkonyum Altyapılı Kronun Modellenmesi.....	78
4.2 SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILACAK MATERYALLERİN ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ.....	79
4.2.1 Analizde Kullanılan Modellerdeki Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı.....	80
4.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILAN MODELİN SINIR KOŞULLARI.....	80
4.4 SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE UYGULANILAN KUVVETLER.....	81

4.5 STRES DEĞERLERİNİN HESAPLANMASI VE SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	82
5.BULGULAR.....	83
5.1 SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KULLANILAN MODELLER.....	85
5.1.1 Model 1) Titanyum Abutment- 0 Derece.....	85
5.1.2 Model 2 - Titanyum Abutment -25 Derece.....	87
5.1.3 Model 3) Zirkonyum Abutment- 0 Derece.....	89
5.1.4 Model4 Zirkonyum Abutment-25 Derece.....	91
5.2 İMPLANT ANALİZLERİ.....	93
5.2.1 Titanyum Abutment 0 Derece.....	93
5.2.2 Titanyum Abutment 25 Derece.....	94
5.2.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece.....	96
5.2.4 Zirkonyum Abutment 25 Derece.....	97
5.3 ABUTMENT ANALİZLERİ.....	98
5.3.1 Titanyum Abutment 0 Derece.....	98
5.3.2 Titanyum Abutment 25 Derece.....	100
5.3.3. Zirkonyum Abutment 0 Derece.....	101
5.3.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece.....	103
5.4. KEMİK ANALİZLERİ.....	104
5.4.1 Titanyum Abutment 0 Derece.....	104
5.4.2 Titanyum Abutment 25 Derece.....	105
5.4.3.Zirkonyum Abutment 0 Derece.....	106
5.4.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece.....	107
5.5. İMPLANTÜSTÜ PROTEZ ANALİZLERİ.....	109
5.5.1 Titanyum Abutment 0 Derece.....	109
5.5.2. Titanyum Abutment 25 Derece.....	110
5.5.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece.....	111
5.5.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece.....	113
5.6 ABUTMENT VİDASI ANALİZLERİ.....	114
5.6.1Titanyum Abutment 0 Derece.....	114
5.6.2 Titanyum Abutment 25 Derece.....	116
5.6.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece.....	117
5.6.4 Zirkonyum Abutment 25 Derece.....	118
5.7 TABLOLAR.....	120
6. TARTIŞMA.....	123
7. SONUÇLAR.....	130
8. KAYNAKLAR.....	131
9.ÖZGEÇMİŞ.....	155
10. TURNİTİN ORJİNALLİK RAPORU.....	165

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Klinik eksenler ve oluşan yükler	
Şekil 2. Normal ve kesme kuvvetleri	
Şekil 3. İmplant üstü krona gelen F kuvvetinin bileşenleri	
Şekil 4. İmplant üstü krona gelen F kuvvetinin bileşenleri.....	
Şekil 5. Dental implant üzerine vertikal yük uygulandığında oluşan gerilmenin üç boyutlu sonlu eleman analizi ile incelenmesi.....	
Şekil 6. Dental implanta tork kuvveti uygulandığında oluşan stres dağılımının fotoelastik analiz ile elde edilen görüntüsü.....	
Şekil 7. 1: Akut kullanılmama, 2: Adaptasyon, 3: Orta derecede yüklenme, 4: Patolojik aşırı yükleme, 5: Spontan kırık.....	
Şekil 8. (a) Fonksiyonda olmayan dental implanta ait histolojik kesit, (b) ve (c) ise aşırı yüklenen dental implantlara ait kesitlerdir.....	31
Şekil 9. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması.....	34
Şekil 10. Misch'in maksilla ve mandibula için geçerli olan kemik yoğunluğu sınıflaması...35	
Şekil 11. Misch ve Judy'nin maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyonun ilerleyişini gösteren sınıflaması.....	41
Şekil 12 a: Üst anterior bölgeye yerleştirilen tek diş implantın doğru pozisyonları a: mesiodistal boyutta doğru pozisyon. b: orofasial yönde doğru pozisyon. c: kronoapikal yönde doğru pozisyon. Güvenli alanlar yeşil ile gösterilmektedir. Kırmızı ile gösterilen alanlar ise tehlikeli bölgeleri tanımla.....	53
Şekil 13. Bir Sonlu Eleman Modelinde Düğüm Noktaları ve Elemanlar.....	55
Şekil 14. Mohr Çemberi.....	59
Şekil 15. 3 Boyutlu Maxilla Modeli.....	64
Şekil 16. 3 Boyutlu İmplant Modeli.....	65
Şekil 17. 3 Boyutlu Model.....	65
Şekil 18. Dental İmplant Modeli.....	66
Şekil 19. Abutment Modeli.....	66
Şekil 20. Abutment Vidası Modeli.....	67
Şekil 21. T-Base Modeli.....	67
Şekil 22. Zirkonyum Altyapı Modeli.....	68
Şekil 23. Zirkonyum Altyapılı Porselen Modeli.....	68
Şekil 24. Dik Açılı Abutment Modeli.....	70
Şekil 25. 25 derece açılı abutment modeli.....	70
Şekil 26. Çiğneme Kuvveti.....	71

Şekil 27. Kesme Kuvveti.....	71
Şekil 28. Sabit Skala ve Skala Aralığının Gösterimi.....	74
Şekil 29. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	75
Şekil 30. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	76
Şekil 31. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	77
Şekil 32. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	78
Şekil 33. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	79
Şekil 34. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	80
Şekil 35. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	81
Şekil 36. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler.....	82
Şekil 37. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	83
Şekil 38. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	83
Şekil 39. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	84
Şekil 40. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	84
Şekil 41. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	85
Şekil 42. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	85
Şekil 43. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	86
Şekil 44. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	86
Şekil 45. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler.....	87
Şekil 46. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	87

Şekil 47. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	88
Şekil 48. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	88
Şekil 49. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	89
Şekil 50. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	89
Şekil 51. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	90
Şekil 52. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler.....	90
Şekil 53. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	91
Şekil 54. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	91
Şekil 55. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	92
Şekil 56. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	92
Şekil 57. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	93
Şekil 58. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	93
Şekil 59. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	94
Şekil 60. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler.....	94
Şekil 61. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	95
Şekil 62. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	95
Şekil 63. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	96
Şekil 64. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	96
Şekil 65. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	97

Şekil 66 Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	97
Şekil 67 Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	98
Şekil 68. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler.....	98
Şekil 69. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	99
Şekil 70. Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	99
Şekil 71. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	100
Şekil 72. Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	100
Şekil 73. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	101
Şekil 74. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	101
Şekil 75. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	102
Şekil 76. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler.....	102

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı.....	41
Tablo 2. Misch ve Judy'nin dental implant uygulamalarında mevcut kemiğin özelliklerini gösteren sınıflaması (159-161).....	46
Tablo 3. Bilgin'in çalışmasından elde edilen üst çeneye ait uzunluk ölçülerinin tanım aralığı	

171.....	48
Tablo 4. Bilgin'in çalışmasından elde edilen üst çeneye ait genişlik ölçülerinin tanım aralığı 171.....	48
Tablo 5. Straumann sistemine ait implantların boyun bölgesinin çapı ile ile mezio-distal mesafe arasındaki ilişki.....	50
Tablo6. Kullanılan materyallerin Elastisite ve Poisson oranlarını gösterir tablo.....	73
Tablo 7.Model analizlerini gösteren tablo.....	119
Tablo 8.İmplant analizlerini gösteren tablo.....	119
Tablo9. Abument analizlerini gösteren tablo.....	120
Tablo 10. Kemik analizlerini gösteren tablo.....	120
Tablo 11. İmplant protez analizlerini gösteren tablo.....	121
Tablo 12. Abutment vidası analizlerini gösteren tablo.....	121

KISALTIMA LİSTESİ

mm: milimetre

F:kuvvet

A:yüzey alanı

SI: Uluslararası birim sistemi

N:Newton

E:Elastise Modülü

MPa:Megapascal

g:gram



MAKSİLLER ANTERİOR TEK DİŞ İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN FARKLI AÇILARDA KULLANIMININ İMPLANT, ÇEVRE DOKULARI, ABUTMENT VE PROTEZDE OLUŞTURDUĞU STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODU İLE İNCELENMESİ

Öğrencinin Adı ve Soyadı: SAİD MİRZA KIZMAZ

Danışmanı: PROF.DR. KÖKSAL BEYDEMİR

Anabilim Dalı: PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI

1.1. TÜRKÇE ÖZET

Amaç: Maksiller anterior bölgelerde beklenen estetiğin sağlanması amacıyla kullanılan titanyum ve zirkonyum abutmentlerin, zorunlu olarak açıldırıldığı durumlarda çiğnemeye bağlı oluşacak streslerin implant, abutment, protez ve çevre dokularda oluşturduğu streslerin analiz edilmesidir. Bu sayede başarılı bir implant uygulaması için hangi materyallerin hangi açılarda daha başarılı olduğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda stres analiz yöntemlerinden biri olan ve teknolojinin gelişmesiyle birçok alanda sıklıkla kullanılan Sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır. Maxillar anterior tek diş implant destekli protez modelleri titanyum ve zirkonyum abutment materyallerinin implant ile 0 derece ve 25 derece açı yaptığı modeller bilgisayar ortamında hazırlanmıştır. Üç boyutlu olarak bilgisayar ortamında hazırlanan bu modellere çiğneme ve kesme kuvvetleri uygulanmış ve uygulanan bu kuvvetler sonucunda implantta, abutmentte, protezde, implant vidasında, çevre kemik dokuda oluşan stresler incelenerek kıyaslanmıştır.

Bulgular: Maksiller anterior tek diş eksikliklerinde Zirkonyum abutmentler 0 derece ve 25 derece açılı kullanımda kesme ve çiğneme kuvvetlerine karşı titanyum abutmentlere benzer stress birikimleri göstermiştir. Hem zirkonyum hem de titanyum abutmentlerde 25 derece açıldırıldıklarında açısız kullanımına göre %30 oranında stress artışı görülmüştür. Abutment vidasında ise açılı kullanımda stresin 3 kat arttığı görülmüştür.

Sonuç: Estetik beklentileri karşılamak için maksiller anterior bölgede kullanılan

zir-konyum abutmentler çiğneme ve kesme kuvvetleri karşısında oluşan stresler açısından titanium abutmentlere benzer stresler oluşturduğundan hem açılı hemde düz kullanımının titanyum abutmentlerden farklı sonuçlar doğurmayacağı anlaşılmıştır. Abutment vidalarında 25 derece açılı kullanımda 3 kat fazla stress oluştuğı tespit edildiğinden tasarım ve material kalitesinin dikkate alınması gerektiğı görülmüştür. Konu ile ilgili in vivo çalışmaların yapılması gerektiğı düşünölmektedir.

Anahtar Sözcükler: Dental implant, Abutment, Zir-konyum abutment, Açılı kullanım, Sonlu elemanlar analizi

Investigation of the stress caused on implant, on surrounding tissues, on abutment and on prosthesis by the use of different abutment materials in different angles in single maxillary anterior implant supported prosthesis with finite elements analysis.

Student's Surname and Name: KIZMAZ Said Mirza

Adviser of Thesis: Prof. Dr. BEYDEMİR Köksal

Department: Department Of Prosthesis

1.2. ABSTRACT

Aim: Aim is to analyze the stress caused on implant, on abutment, on prosthesis and on surrounding tissues by chewing activity when the titanium and zirconium abutments that are angled mandatorily in order to provide the expected aesthetics at maxillary anterior areas. In this way it is aimed to determine which materials are more succesful at which angles for a succesful implant application.

Material and Method: In this study the finite elements analysis method which is

one of stress analysis that is used frequently in several areas by the developments in technology was used. In the Maxillary anterior single implant prosthesis, models in which titanium and zirconium abutment materials have 0 degree and 25 degree with the implant were prepared on computer. Chewing and cutting forces were implemented to models which were prepared in three dimensions on computer and the occurred stress on implant, on abutment, on prosthesis, on implant screw and on surrounding bone tissue by application of these forces were compared by analysing.

Results: In maxillary anterior single tooth deficiencies zirconium abutments showed similar stress accumulations to titanium abutments when they are used with 0 degree and 25 degree angle. When compared to the use with no angle, in both zirconium and titanium abutments, an increase of %30 in stress was observed. It is observed that the stress increased three times more on abutment screw with the use of angle.

Conclusion: As zirconium abutments which are used in maxillary anterior areas in order to meet the aesthetical expectations created similar stresses with the titanium abutments in terms of stresses that occur against chewing and cutting forces, it is understood that there will be no difference with titanium abutments when they are used with angle or directly. Abutment screws have been found to have 3 times more stress at 25 degree angles, so design and material quality have to be taken into consideration. It is thought that supportive in vivo studies should be performed

Key Words: Dental implant, abutment, zirconium abutment, usage with angle, finite element analysis

2. GİRİŞ

Gelişen teknolojiyle birlikte, dental implantlar diş hekimliğinde sıklıkla başvurulan bir tedavi yöntemi olmuştur. İmplant tedavisinde, titanyum yüksek başarı oranlarıyla kullanılmaktadır. Ancak titanyum implantların boyun bölgesi estetiğin önem kazandığı bölgelerde ince dişeti dokusundan yansımakta ve estetik sakınca oluşturmaktadır. CAD-CAM teknolojisiyle birlikte diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya başlayan zirkonyumun, mekanik özellikleriyle titanyum implantların dezavantajlarına alternatif bir implant materyali olarak kullanımı gündeme gelmiştir. İlk olarak tek parça olarak üretilmeye başlayan zirkonya implantlar, son yıllarda iki parça olarak üretilmeye başlanmıştır.

İmplant tedavisinde başarının sürdürülebilmesi için öncelikle implantların sağlıklı bir şekilde ağızda kalması gerekmektedir. İmplantların ağızda sağlıklı ve uzun süreli kalması için ise en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan ve kemik rezorpsiyonuna neden olan stresler, implant abutment materyallerinden implant tasarımından, üst yapı materyellerinin tasarımından ve yükleme koşullarından etkilenmektedir. In vivo çalışmalarla tespit edilmesi mümkün olmayan bu stres değerlerin ve değişimin analizi sonlu elemanlar stres analizi yönleriyle yapılmaktadır.

Tez çalışmasında maksiller anterior bölgeye yerleştirilen aynı İmplant sistemine ait, iki parçalı titanyum ve zirkonya implantlar üzerine yerleştirilen lityum disilikat ve zirkonya destekli protezlerde implant abutment, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemik alt yapı ve veneerlerde oluşan en yüksek çekme, basma ve Von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3. GENEL BİLGİLER

3.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi

İmplant kelime olarak latince in=içerisinde ve planto=dikme, yerleştirme anlamına gelen kelimelerin birleşiminden oluşmuştur. Manası ise bir fonksiyon elde etmek amacıyla uygun yere yerleştirilen organik ya da inorganik maddeye verilen isimdir. Yerleştirme işlemini ise implantasyon kelimesi tarif eder (1). Dental implant ise sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periosit altına yerleştirilen kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyal veya materyallerdir(2).

Dental implant uygulamalarında ana hedef implant üstü protezler ile her türlü dişsizliğin giderilmesidir (3).

İmplant tedavisinin amacı; hastanın anatomik gereksinimlerini karşılayarak, kişisel isteklerini tatmin edecek en öngörülebilir ve ekonomik tedaviyi sunmaktadır.

Ağız sağlığına verilen önemin artması ile dişler için uygulanan tedavi sayısında da ciddi artışlar görülmektedir.

Geçmişten günümüze birçok madde implant materyali olarak kullanılmıştır. Bunlara örnek olarak çekilmiş dişler, fildişi, kurumuş kemik, altın, platin teller ve gümüş alaşımları implant materyali gösterilebilir(4,5). Modern anlamda dental implantların tarihine bakıldığında geçen yüzyılın sonları ve bu yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon şeklinde olduğu görülmektedir. Fakat transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin başarısız olması, implantasyon yaklaşımını gündeme gelirmiştir. İlk defa 1938 yılında içi dolu vida tarzında implant ve 1940 yılında ise endodontik implant Strock (5) tarafından geliştirilmiştir. Yine 1938 yılında Dahl(5), implantları kemik içine değil, kemik üzerine yerleştirmek koşulu ile ilk subperiosteal implant uygulamıştır. 1947' de, içi boş vida şeklinde implantlar, 1953' te ise kemik içi İmplantın vertikal yönde boyunun uzatılması ve vidalarla sabitleştirilmesi düşüncesiyle transosseoz implantlar geliştirilmiştir(4,5). Bugünkü implantların temelini ise 1961 yılında Tramonte'nin geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantlar oluşturmaktadır. Ayrıca Linkow tarafından geliştirilen blade implantlar 1968 yılında kullanılmaya başlanmıştır(4,3).

Osseointegrasyon kavramını ilk kez Branemark ve arkadaşları(6), tanımlayarak osseointegre implantlar üzerinde, uzun dönemli yapılan ilk klinik

çalışmayı 70'li yılların sonlarına doğru yayınlamışlardır(6). Osseoentegrasyon kavramıyla birlikte, titanyum implantların, birinci jenerasyonu olan makineyle işlenmiş düz yüzeyi implantlar, daha sonra ise ikinci jenerasyon olan implantlar geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çalışılmaya başlanmıştır(7,8). 1960'lı yılların sonlarında estetiğin geliştirilmesi amacıyla, titanyum implantlar alternatif olarak seramik implantlar üretilmeye başlanmıştır. Üretilen ilk seramik implantlar Al_2O_3 esaslıdır(9). Ağız içerisinde kullanılan ilk seramik implantlar, Sandhaus tarafından üretilen kristalin vida implantlarıdır(10). Daha sonra 70'li yıllarda Tübingen implant(11), bionit implant sistemi ve 80'li yılların ortalarında ise ceramic anchor implantlar geliştirilmiştir. Bu implantlar alüminyum oksit esaslıdır fakat uzun dönem yüklemelerdeki mekanik özellikler yetersiz kalmıştır. Bu nedenle piyasadan kaldırılmıştır. Estetik özelliklerinin yanı sıra dayanımının yüksek olması nedeniyle 21.yy başlarından itibaren zirkonya dental implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Teknolojik gelişmeler, birçok firmanın biyomateryelleri ve yüzey işlemlerini kullanarak implant üretmesini sağlamıştır. Günümüzde farklı materyallerden üretilen farklı boyutta, farklı yüzey özelliğine sahip ve farklı tasarımda 2000' in üzerinde implant markası bulunmaktadır(7).

3.1.1 İmplantların Sınıflandırılması

Uygulama yerlerine göre çene kemiğine yerleştirilen implantlar Özdemir'e göre 5 grupta sınıflandırılabilir.

- *Endodontik İmplant:* Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacı ile dişin kök kanalı içinden geçip periapikal kemiğe yerleşen pin şeklindeki implantlardır (12). Kök kanalı boyunca ilerler, foramen apikaleyi geçerek kemiğe vidalanır.

- *Intramukozal İmplant:* Submukozal ve subdental implant olarak da adlandırılan intramukozal implantlar, protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla mukozaya yerleştirilen buton görünümündeki implantlardır (1).

- *Subperiosteal İmplant:* Alveol kretinin üzerine dişe uyum sağlaması için eğere benzer şekilde yerleştirilen implant türüdür. Aşırı kemik rezorpsiyonu gösteren vakalarda kullanılmaktadırlar (12).

- *Endosseal İmplant:* Üst veya alt çene kemiğinin alveolar veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen protez destek ünitesi olarak kullanılan aygıtlardır. Blade implantlar ve silindirik implantlar olarak 2'ye ayrılır. Silindirik implantlar, günümüzde daha çok kullanılır ve içi dolu vida tarzındadır (12).

- *Transmandibular İmplantlar:* Alt ve üst kortikal kemiği dikey olarak geçip submental bölgeye yerleştirilen implantlardır (The Academy of Prosthodonties, 2005). Alt çenenin yüksek düzeyde madde kaybına uğradığı vakalarda tercih edilir (13).

İmplantlar; metal veya metal alaşımı ve seramik implantlar olarak kullanılan materyal türüne göre 2'ye ayrılabilir. Metal ve metal alaşımı implantlar; Ti ve Ti-Al₆-V₄, seramik implantlar ise alüminyum oksit esaslı ve zirkonya implantlardır.

İmplant uygulamaları tek bir dişin restorasyonundan tam dişsizlik durumlarını ve doğumsal ya da sonradan oluşan çene yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar birçok farklı tedavi yöntemleri için uygulanır.

Dental implantların endikasyonları ve kontrendikasyonları Davarpanah ve Matinez'in 2004 teki makalesinde şu şekilde belirtilmiştir.

Endikasyonlar;

- a. Hareketli protezlerin tutuculuğunun yetersiz olması,
- b. Hareketli protezlerin stabilitesinin olmaması,
- c. Hareketli protezlerin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık olması,
- d. Hareketli protez kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi,
- e. Stabilyiteyi bozan parafonksiyonel alışkanlıkların bulunması,
- f. Mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- g. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
- h. Diş Agenezi ve konservatif tedavi isteği durumlarında kullanılmaktadır.

Kontrendikasyonlar ikiye ayrılır;

1. Mutlak Kontrendikasyonlar

- a. Major psikolojik bozukluklar
- b. Riskli kalp patolojileri
- c. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
- d. Alkol ve ilaç bağımlılıkları
- e. Hastanın yaşı

2. Göreceli Kontrendikasyonlar

- a. Yetersiz Kemik Hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
- b. Yetersiz interoklüzal mesafe
- c. Risk taşıyan hastalar

3.1.2 İmplant Abutmentleri

Abutment, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden kısmına verilen isimdir(2). İmplant üreten firmalar amaca göre çeşitli tip ve sayılarda abutmentler üretmiştir. Genellikle titanyum ve alaşımları ile seramik abutmentler kullanılmaktadır. Titanyum abutmentler uzun yıllar biyoyumluluk ve yüksek başarı ile kullanılmıştır. Fakat gri renkleri nedeni ile periimplant dokuda renk değişikliğine yol açmaktadırlar. Aynı zamanda periimplant dokularda çekilme olduğunda abutmentlerin görünür hale gelmesiyle estetik olarak bozukluklar ortaya çıkmaktadır. Estetiğin geliştirilmesi amacıyla, titanyum abutmentlerde birçok değişiklik yapılmasına rağmen estetik problemler devam etmektedir.

İmplant dayanakları vida tutuculu, simante abutmentler ve ataşman tutuculu abutmentler olarak üç ana grupta toplanır (14).

- *Vida Tutuculu Abutmentler:* Posterior bölgede tercih edilen bu tip dayanaklar estetiğin arka planda olduğu ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilir (15).

- *Simante Abutmentler:* Estetik kaygıların olduğu anterior bölgede ve ince mukozaya sahip bölgelerde daha çok tercih edilmektedir (15).

- *Ataşman tutuculu Abutmentler:* Hareketli protezlerin yapılacağı az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu vakalarda tercih edilen bir abutment türüdür (14).

Abutmentlerinin yapısında kullanılan materyallere göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir;

- *Titanyum*
- *Değerli Metal Alaşımları*
- *Seramik*
- *Kompozit Rezın*
- *Polimer Esaslı*
- *Zirkonya abutmentler*

Titanyum abutmentler sıklıkla kullanılmakta olup biyolojik ve mekanik başarısı kanıtlanmıştır. Bununla birlikte anterior bölgede oluşturduğu estetik sorunlar sebebiyle günümüzde zirkonyum ve seramik abutmentlerde tercih edilmeye başlanmıştır.

3.1.2.1 Seramik Abutmentler

Zamanla insanlarda oluşan estetik beklentileri karşılamak amacıyla üretici firmalar titanyum abutment yerine seramik abutment tercih etmektedirler. Seramik abutmentler, dişetinın ince ve şeffaf olduğu, yüksek gülme çizgisi gösteren estetik gereksinimlerin ön planda olduğu vakalarda kullanılabilirler. Tam seramik sistemler doğal dişlere en yakın translusent özelliği gösteren restoratif materyallerdir (16).

Seramik İmplant dayanakları CAD/CAM sistemleri ile kişiye özel hazırlanabilmektedir.

Estetik açıdan büyük avantaj sağlamasının yanında seramik abutmentler metal abutmentlere göre daha kırılmandır ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdır(18).

Seramik abutmentlerin diğeri bir dezavantajı da titanyum Abutmentlerden daha pahalı olmalarıdır. Yüksek dayanıma sahip seramik abutmentlerin üretilmesiyle

seramik abutmentlerin, mekanik dezavantajları ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır(18,19).

Seramik abutmentler yüksek biyouyumluluk korozyon direnci ve düşük plak birikimine sahiptirler. Servikal bölgede abutmentin konturu diş etine uygun olarak şekillendirilebilmektedir(20). Aşırı overbite, bruksizm veya yabancı cisim ısırma gibi parafonsiyonel alışkanlıklarda, abutmentin 30 dereceden fazla açıldırılması gereken durumlarda kullanımları uygun değildir. Seramik abutmentlerin posterior bölgede köprü ayağı olarak kullanımı ise önerilmemektedir. Metalik abutmentlerde meydana gelen kırıklar genellikle abutment vidasında görülmekteyken, seramik abutmentlerde abutmentin kendisinde oluşmaktadır. Bu nedenle seramik abutmentlerde meydana gelen kırıkların tamiri mümkün değildir(20,21,22).

Zaman ve teknoloji geliştikçe seramik implant abutmenleri sürekli olarak çeşitli firmalar tarafından üretilmekte ve geliştirilmektedir. Güncel seramik implant abutmenlerinden bazıları şöyledir.

- *Procera Esthetic Abutment*: Branemark sistemindeki eksternal altıgen forma sahip implantlarda kullanılmaktadır. CeraAdapt seramik implant abutmentlerinin devamı olarak düşünülebilir. Procera Esthetic Abutmentler Zirkonyum oksit ve titanyum materyallerinden kişisel olarak üretilmektedir (17).
- *synOcta In-Ceram Blank*: In-Ceram tam seramik sisteminin üretim esaslarına dayanarak Straumann firması tarafından Vita Zanhfabrik ile ortaklaşa üretilmektedir. Uygulama yapılacak hastadan elde edilen model teknisyen tarafından hazır seramik bloktan aşındırılarak istenen şekle getirilir ve implant abutment laboratuvarında cam infiltrasyonu sistemine tabi tutulur. Daha sonra geleneksel tekniklerle işlem tamamlanır (23).

Straumann CARES, bu sistemin temelinde CEREC sistemi çalışma prensipleri yatar. CARES sisteminde titanyum ve zirkonyum oksit materyallerinden kişiye özel implant abutmentleri Straumann ve Sirona Dental işbirliği ile üretilir (23).

3.1.2.2 Zirkonya Abutmentler

Bilgisayar destekli CAD-CAM sistemlerinde gelişmelerle birlikte, alümina abutmentler gibi estetik fakat bükülme ve kırılma dayanımı alümina ile karşılaştırıldığında iki kat daha fazla olan Zirkonya abutment materyali olarak kullanılmaya başlamıştır(21,22).

Zirkonya abutmentler yapılarına göre, tamamı zirkonya abutmentler ve implant-abutment ara yüzünde ilave metalik yapı içeren zirkonya abutmentler olarak 2'ye ayrılabilirler(21). Aynı zamanda zirkonya abutmentler, firmalar tarafından değişik çapta uzunlukta ve açıda, standart olarak veya CAD-CAM tekniğiyle kişiye özel olarak üretilmektedir. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniğinin kullanılması; kişiye özel tasarım yapılmasını, laboratuvar işlemlerinin azaltılmasını ve homojen materyal hacminin elde edilmesini sağlamaktadır(21,22).

Zirkonya abutmentlerin mekanik dayanımı, aşındırma işlemlerinden etkilenmektedir. Aynı zamanda aşındırma işlemleri vakit alıcıdır ve aşındırma materyalin içyapısında değişikliklere neden olabilir. Aşındırma işlemleri su soğutması altında elmas frezlerle yapılmalı (21) ve abutmentin aksiyel kalınlığının en az 0.5 mm olmasına dikkat edilmelidir(24).

Zirkonya su ve sulu çözeltilerde, “düşük ısıda bozunma” olarak bilinen zamana bağlı yaşlanmaya uğrar. Bu durum tetragonal fazdan monoklinik faza geçişle karakterizedir. Düşük ısıda bozunma, porselenle veneerlenmemiş alt yapılarda ve ağız ortamına açılan zirkonya implant, abutmentlerinde görülebilmektedir(25).

3.1.3 İmplant Üstü Protezler ve İmplant Üstü Protez Sınıflaması

İmplant uygulamalarının artışı ile birlikte implant üstü protez çeşitlerinde de artış olmuştur. İmplant üreten firmalar protez uygulamalarındaki komplikasyonları ve zorlukları dikkate alarak implant üstü protez yapımında çeşitli protetik parçalar piyasaya sürmüştür. Farklı isimlerle benzer protezlerin yapılması, protez uygulamalarının çeşitlilik göstermesi implant üstü protezlerde sınıflandırma yapılmasını zorunlu kılmıştır.

İmplant üstü protezler implanta bağlanma şekline göre 3 grupta toplanır (3 26).

- *Sabit implant üstü protezler:* tek diş eksikliği total diş eksikliği gibi olgularda implantlar üzerine hazırlanarak Simante edilen kuron ya da köprü şeklindedirler.
- *Yarı Sabit implantüstü protezler:* Çıkarılabilir vidalar kullanılarak implantları birbirine bağlayan barlara ya da diğer ana yapılara vidalanabilen köprülerdir.
- *Hareketli implantüstü protezler:* Yükün implantlar ile dişsiz alveol kreterleri arasında paylaşılmasını sağlayan protezlerdir ve bunu retantif ataşmanlara bağlayarak sağlarlar.

Destek tiplerine göre de implant üstü protezleri Özdemir 3'e ayırmıştır. Bunlar;

- *İmplant destekli üst yapı protezleri:* Üst yapı protezlerinin yalnızca implant destekleri üzerinde durması uygulamalarıdır.
- *Kombine destekli üst yapı protezleri:* Doğal dişlerle beraber implant desteklerden de yararlandığı durumlarda hazırlanan üstyapı protezlerine denir.
- *İmplant doku destekli üst yapı protezleri:* Barlı bağlantılar veya retantif ataşmanların alveol kreterlerinden destek alan hareketli implant üstü protezler bu şekilde isimlendirilir.

Diğer bir sınıflandırma yaptığı kıstas da dişsizlik durumudur (3 ,26).

Total diş eksikliğinde protetik tedavi

- Hibrit Protezler

- Kuron ve köprü restorasyonları
- İmplant destekli basit overdenture protezleri
- İmplant destekli karmaşık overdenture protezleri,

Bölümlü dişsiz hastalarda protetik tedavi

- İmplant üstü tek kuron restorasyonları
- İmplant doğal diş destekli köprüler
- Serbest sonlanan bölgelerde çok üyeli köprüler

Misch protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından implant üstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur(27). Bu seçenekler;

- *SP1*: Doğal bir diş görünümünde sadece kronun yerini alan sabit protetik restorasyon,
 - *SP2*: Kuronu ve kökün bir kısmını restore eden, kuronun konturlarının okluzal yarıda normal olduğu ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmış olan sabit protezler,
 - *SP3*: Eksik kuronu, diş eti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezler (hibrit protezler),
 - *SP4*: Hareketli protetik restorasyonlar tamamen implant destekli overdentureler,
 - *SP5*: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezler olarak belirtilmiştir.

3.1.3.1 İmplant Üstü Tam Seramik Protezler

Tam seramik restorasyonlar sabit restorasyonlara göre daha üstün bir estetik görünüm elde etmek için kullanılmaktadır. Tam seramik restorasyonların metal destekli üst yapılardan daha estetik yapıya sahip olduğu bilinmektedir(20). Alüminyum oksitlen McLean tarafından güçlendirici olarak seramiğin yapısına katılmasıyla tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler başlamıştır (28). Daha sonra Dicor ve Hi-Ceram teknikleri geliştirilmiştir. Slip Casting yöntemi ile 1989'da elde edilen alimuna alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği In-Ceram sistemi kullanıma sunulmuştur. 90'lı yıllarda ise IPS Empress sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde IPS Empress 2 sisteminin yerini daha yüksek mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilen IPS e.max Press sistemi almıştır.

Diş hekimliğinde materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biridir. Cam infiltre alüminaya % 35 oranında parsiyel stabilize zirkonya ilave edilmesiyle (in-Ceram Zirconia) sertliği ve dayanıklılığı yüksek bir alt yapı seramiği elde edilmiştir. Tam seramik restorasyonlar için alt yapı materyali arayışında geline nokta, itriyum tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) esaslı seramiklerdir. Diş hekimliğinde, CAD-CAM teknolojisinin gelişmesiyle, zirkonya

esaslı seramiklerin alt yapı materyali olarak kullanımı artış göstermiştir(29,30). Bugün birçok firmaya ait zirkonya esaslı seramik sistemleri bulunmaktadır

3.2. Osseointegrasyon ve İmplant Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon, canlı kemik ile yüklenmiş implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır. İmplant-kemik arasındaki direkt temastır, yani implant ile kemik arasında progresif hareketlilik yoksa implant osseointegre olmuş sayılır. Pratikte osseointegrasyon normal yükleme koşulları altında vital olmayan elemanların güvenilir ve tahmin edilebilir bir şekilde canlı kemikte birleşmesiyle oluşan ankraj mekanizması olarak tanımlanır.

Çiğneme fonksiyonu sırasında implant, protez ve kemik bir bütün olarak stresleri karşılayabilmelidir. Protez ve implant tarafından kemiğe iletilen fizyolojik kuvvetler fizyolojik stimülasyon yaparak osseointegrasyonun devamlılığını sağlar.

İmplantların özellikleri, kemik dokusunun özelliği, cerrahi disiplin, implant doku bağlantı mekanizması ve iyileşme süresince implantların yüklenmemesi gibi faktörler implant uygulamasının başarılı şekilde gerçekleşmesi adına önemli parametrelerdir.

Albrekston ve arkadaşları implant başarı kriterlerini aşağıdaki şekilde belirtmiştir. (31)

- Klinik olarak test edildiğinde implantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografta, implant etrafında radyolüsent bir görüntü olmamalıdır.
- Dikey kemik kaybı implant uygulamasından 1 yıl sonra, yıllık olarak 0.2 mm'den fazla olmamalıdır.
- Baş ağrısı, ağrı, iltihap nöropati, parastezi ve mandibular kanal hasarı gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirilmesinden sonra, ilk 5 yıllık takip sonunda ağızda kalma oranı % 85, ilk 10 yılın sonunda % 80' in üzerinde olmalıdır (31).

3.3. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik, biyolojik yapının özellikleri ve mekanik streslere biyolojik yapının yanıtı ne olacaktır sorusuyla ilgilenen alandır. Mekanik cisimlere etki eden kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da dengeyi yani cisimler arası ilişkiyi inceleyen bilim dalıdır (32). İmplant tedavisinin başarısı, var olan kemiğin, implant üst yapıları ile yükleme koşullarının, fizyolojik sınırlarda tutulmasıyla korunması, implantlar ve destekledikleri protezlerin bu yüklere direnç göstermesi ve biyomekanik şartlar altında bütünlüğünün devamına bağlıdır (27). İmplant başarısının, implantlar ve destekledikleri protezlerin, oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartların korunmasına bağlı olduğu belirtilmiştir (33).

İmplantlar her ne kadar eksik dişlerin yerine koyularak tedavi amaçlı kullanılsa da hiçbir zaman doğal dişin yerini tutamaz ve davranış yönünden farklılıklar görülür. Doğal bir dişin implanttan en önemli yapısal farkı, alveol kemiği ile doğal diş kökü arasında bulunan bir amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri azaltarak çene kemiğine aktaran periodontal ligamentin dental implant ile onu destekleyen alveol kemiği arasında bulunmamasıdır (1). Doğal dişlerde dişe gelen kuvvet periodontal ligamente iletilerek, lamina durada çekme kuvvetlerine dönüşür, Doğal dişte periodontal ligament şok (ani kuvvet) emici ve dağıtıcı olarak görev görür. Dişin kök yüzeyindeki semental doku etrafında bulunan ligamentler, oklüzal kuvvetleri kemiğe kadar ileterek dağıtır, dişe uygulanan kuvvetlere bağlı olmaksızın yük dağıtılmış olur. İmplant ile kemik arasında periodontal dokulardan farklı olarak sıkı bir bağlantı vardır. İmplantların çevresinde periodontal ligament bulunmaz bu nedenle kuvvet, doğrudan çevreleyen kemiğe iletilir. İmplantlarda, şokun etki süresi kısadır. Ancak, biyomekanik açıdan normal oklüzal kuvvetlerden büyüktür. Bu nedenle, oklüzyon durumunda İmplantlarda meydana gelen kuvvet değerleri normal oklüzal kuvvetlerden çok daha fazladır. İdeal şok emilimini sağlamak için, maksiller ve mandibular dişler arasında eş zamanlı temasların sağlanması ve yüklerin tüm implantlara eşit dağıtılması gerekmektedir. Hastanın oral hijyeni ve biyomekanik faktörler osseointegrasyonun bitişinden sonra implantların başarısını etkilemektedir(27,31).

İmplant uygulamalarında karşılaşılan başarısızlıklar erken dönemde (abutment bağlantı öncesi) veya geç dönemde (oklüzal yükleme sonrası) ortaya çıkabilir. İmplant yüzeyi ile çevreleyen doku arasında “fibröz skar dokusu formasyonu” na bağlı olarak ilk iyileşme fazında erken başarısızlıklar görülür(35). Geç dönemdeki başarısızlıklara ise protez kullanımından sonra karşılaşırlar ve genellikle biyomekanik sebeplidirler(34). Kemiğin mekanik yüklere olan biyolojik cevabı İmplantın ömrünü etkilemektedir.

Oklüzal yükler boyun bölgesi boyunca kortikal kemiğe iletilmektedir. Bundan dolayı implantların tasarımında boyun bölgesine dikkat edilmelidir. Ayrıca implant

yüzeyinin pürüzlülüğü kemik-implant birleşimini etkileyerek, ara yüzdeki gerilim ve gerinme miktarını kontrol eder(34). İmplantların çapı, pozisyonu, uzunluğu ve sayısı kuvvet iletimini ve implantların etrafındaki kuvvet dağılımını etkilemektedir. İmplant sayısının çapının ve uzunluğunun artması biyomekanik davranışı geliştirmektedir(27,34). İmplantlara uygulanan kuvvetler implantın dental arktaki pozisyonuna bağlıdır. Posterior bölgelere yerleştirilen implantlar, daha yüksek kuvvetlere maruz kalırlar ve daha yüksek risk altındadırlar. Simante restorasyonların aksine vidalı restorasyonlarda eksen dışı yükler oluşabilmekte ve eksen dışı yükler bükülme momentlerini arttırmaktadırlar(27,34).

Kemiğin yeniden şekillenme süreci çok önemlidir. İmplant protez bütünlüğü üzerinde oluşan gerilim ve gerinimler implantların çevresinde bulunan kemiğin yeniden şekillenme sürecinde etkilidirler. Kemik baskı kuvvetlerine karşı güçlü, gerilme kuvvetlerine karşı % 30 daha zayıf ve makaslama kuvvetlerine karşı % 65 oranında daha zayıftır(27). İmplantın yüklenmesi sırasında, yükler hiçbir zaman sadece İmplantın uzun eksenini boyunca dağılmaz. Okluzal yükler çeşitli doğrultularda dağılır ve bir kısmı kemikte bükülme momenti oluşturur(34). İmplantların üzerine aşırı yüklenme yapılması implant kaybına yol açar. Aşırı yüklemde 2000-3000 mikro gerininim üzerindeki gerinimler kemikte deformitelere neden olur. 4000 mikro gerininim üzerinde patolojik Yüklenme oluşur, gerilim ve gerinim dağılımları kemiğin toleransını aşar ve kemik-implant birleşiminde mikro çatlaklar oluşur. Bunlara ek olarak düşük derecede olsalar bile sürekli uygulanan yükler implantlarda yorgunluk kırıklarına neden olabilmektedir(36).

İmplantın başarısında kemiğe iletilen kuvvetlerin etkisi vardır. Dental implantlar fonksiyon sırasında basma ve çekme kuvvetine maruz kalabilirler. Bunun yanında günlük kullanımda gövdelerine dik yönde gelen kuvvetlere olduğu kadar yatay kuvvetlere de maruz kalırlar, bunun sonucunda implantlar üzerinde momentler oluşur. Stres kaynaklı implant komplikasyonları implantın kaybı, erken kemik kaybı, vida gevşemesi, implant kırığı ve protez kırığı olarak sıralanabilir(27). Okluzal kuvvetleri ilk olarak protez karşılar sonrasında implant tarafından kemiğe iletilir. Kemiğe iletilen bu yükü protetik materyal, implant dizaynı, protezi destekleyen implantların sayısı, kemik implant ara yüzünün mekaniği, kemiğin tipi ve özellikleri, yükün doğrultusu, miktarı ve tipi gibi faktörler etkiler(34).

3.3.1 Dental İmplantta Etki Eden Yükler

İnsan hayatının önemli bir parçası olan ağız ortamında bozulan diş yapısına müdahale olarak kullanılan implantlar ve implantüstü yapılar çene fonksiyonlarından dolayı birçok yükün altına girerler. Dil ve ağız çevresindeki kas yapıları implant dayanakları üzerine düşük sıklıkta dikey yükler uygularlar. Bu yüklerin doğru anlaşılabilmesi adına mekaniğin temel özelliklerinden faydalanılır (37)

3.3.1.1 Kütle Kuvvet ve Ağırlık

Kütleyi Newton'un ikinci yasasından yararlanarak tanımlamaya çalışırsak herhangi bir cismin ivmelenmeye karşı gösterdiği direnç olarak tanımlayabiliriz. Eşit

boyuttaki hidroksiapatit ve saf titanyumdan yapılmış iki küp eşit uzunluktaki iki yaya asılıp aşağı doğru bırakılırsa, materyale bağlı olarak küplere etki eden yerçekimi farkı ile yayların uzunluğu birbirinden farklı olacaktır. Her küpün kendi miktarı ile ilgili olan bu doğal özelliğine fizikte kütle denilmektedir. Metrik sistemde kg, İngiliz sisteminde ise IBM ile ölçülür (37). Bir cismin ivmesi kütlesi ile ters orantılı, üzerine etki eden kuvvet ile doğru orantılıdır. Bu Newton'un ikinci kanunudur ve aşağıdaki formül ile açıklanabilir.

$$F = m \times a$$

Denklemden F =kuvvet (N), m =kütle (kg), a =ivme (m/s^2)

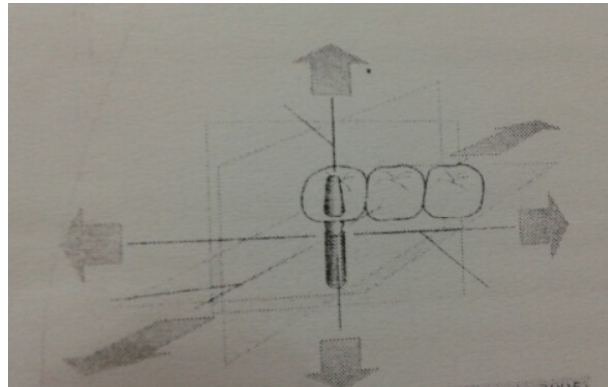
Diş hekimliği literatüründe kuvvet birimi genellikle kg'dır. Yer çekimi ivmesi dünyanın her yerinde yaklaşık olarak ($a=9,8m/s^2$) aynıdır. Ağırlık ise yerçekimi kuvvetinin bir objeye spesifik bir noktadan etki etmesiyle oluşan duruma verilen isimdir (37).

3.3.1.2 Kuvvetin Bileşenleri (Vektöriyel Çözüm)

Kuvvet, şiddet, süre, yön, çeşit gibi faktörler ile açıklanabilir. Dental implantlar üzerine etki eden kuvvetler hem şiddete hem de yöne sahip vektöriyel nicelik olarak tanımlanmaktadır. Bir implant seyrek olarak paralel kuvvete maruz kalır. Oral meziodistal, fasyolingual ve oklüzoapikal olmak üzere üç adet klinik yüklem aksı bulunmaktadır (Şekil 1). Tek bir oklüzal temas çoğunlukla üç boyutlu bir oklüzal kuvvet şeklinde sonuçlanır. Önemli olan bu üç boyutlu oklüzal kuvvetin klinikteki koordinat eksenlerine paralel seyreden bileşeler olduğudur. Bu kuvvet bileşeleri baskı ve çekme tarzındaki normal kuvvetler ile kesme kuvvetleri şeklinde iki genel kategoriye sokulabilir (38;37).

Normal Kuvvetler

İncelenen yüzeye veya düzleme dik açı yapacak şekilde etki eden kuvvetlere normal kuvvetler denir (Şekil 2). Baskı kuvvetleri kütleleri birbirlerine itmeye çalışmaktadır. Çekme kuvvetleri ise birbirinden uzağa itmeye çalışmaktadır. (37). Baskı kuvvetleri kemik implant ara yüzündeki bütünlüğü korumaya çalışırken çekme kuvvetleri ise bu bütünlüğü bozmaya çalışmaktadır. (37)

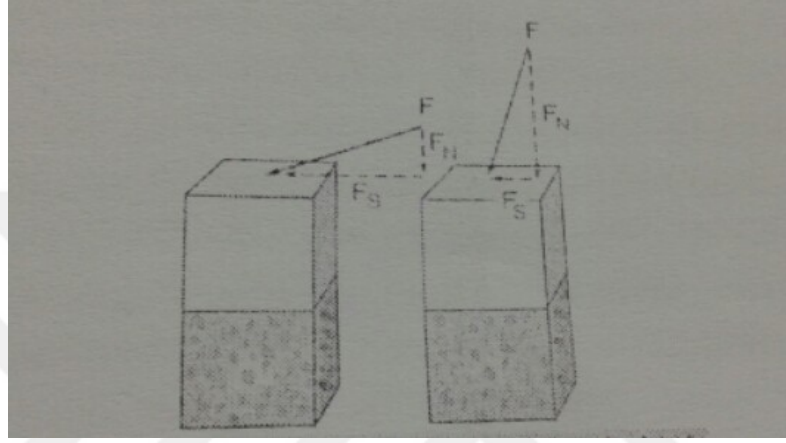


Şekil 1. Klinik eksenler ve oluşan yükler (Misch, 2005)

Kesme Kuvvetleri

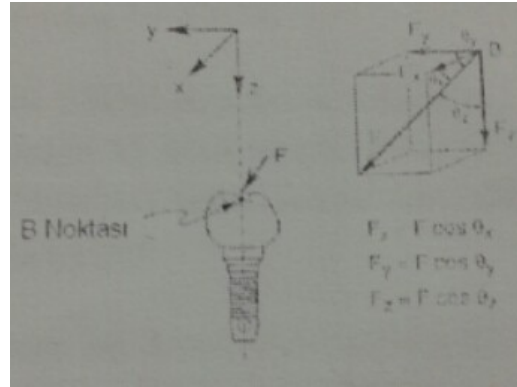
Kesme kuvvetleri ise incelenen yüzeye veya düzleme paralel giderek etki eden kuvvetlerdir (Şekil 2). Kesme kuvvetleri diğer kuvvetler ile kıyaslandığında dental implantlar üzerine etki eden en yıkıcı kuvvetlerdir ve kemik implant ara yüzündeki bütünlüğü bozmaya çalışmaktadır (39; 37).

İmplant gövdesinin tasarımı implanta gelen oklüzal yükleri kemiğe iletir. İmplantın gelen bu tek oklüzal kuvvetin kemik-implant ara yüzünde üç farklı kuvvete dönüşümü tamamen implant geometrisiyle kontrol edilebilir (37).



Şekil 2. Normal ve kesme kuvvetleri (Misch, 2005)

Çiğneme işlemi esnasında kasılan çiğneme kasları tarafından üretilen kuvvetler, temporomandibuler eklem bölgesinde oluşan karşıt kuvvetlerin sayesinde çene kemiğini harekete geçirerek, ağızdaki lokma üzerinde F kuvvetini oluştururlar. Bu kuvvet oklüzal düzleme dik geliyormuş gibi gözükse de kuronun oklüzal düzleminin düzgün olmayan yapısı sebebiyle kuvvetler implantın uzun aksına tam paralel olarak gelmezler (Şekil 3). Bu kuvvetin aksiyel komponenti (Fx) implantı kemiğe doğru itme eğilimindedir. Aynı zamanda kuvvetin lateral komponentleri ise (Fy ve Fz) implantı yanlara ve bir nokta etrafında devrilme hareketi yapmaya zorlamaktadır (33).

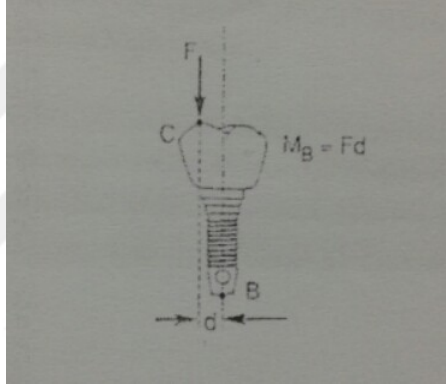


Şekil 3. İmplant üstü krona gelen F kuvvetinin bileşenleri (Sağat, 2002)

Moment

Etki eden kuvvetin şiddeti ve incelenen nokta ile kuvvetin etki ettiği nokta arasındaki mesafenin birbiriyle çarpımı sonucu elde edilir ve M harfi ile temsil edilir. Bir noktaya etki eden kuvvetin momenti o nokta etrafında bir rotasyon veya eğilme eylemi gerçekleştirmeye çalışırlar. Bu şekilde moment bağlı olarak ortaya çıkan yük de tork kuvveti olarak tanımlanır (37).

İmplantlar açısından momentler önemli ve karşı konulması zorunlu kuvvetlerdir (33). Tek implantlar veya çok dayanıklı restorasyonların eksantrik yüklemeleri implantlar üzerinde burulma/eğilme momentleri oluşmasına sebep olurlar. (37) (Şekil 4). Böyle bir durumda kemik implant bağlantı ara yüzeyinin bu momenti karşılayarak statik dengeyi sağlaması ve implant materyali zarara uğramadan bu momenti karşılayabilmesi ancak gerek implant kemik ara yüzeyi gerekse implant komponentlerinin belirli bir düzeye kadar dayanabilmesi konuları klinik olarak anlam kazanmaktadır (33).



Şekil 4. İmplant üstü krona gelen F kuvvetinin bileşenleri (Sağat, 2002)

Klinik Moment Kolları

Klinikte mikrorotasyon ve stres meydana getiren altı adet moment vardır. Bunlar üç eksende etki eder. Oral implantoloji de kantilever uzantısı, okluzal genişliği ve yüksekliği olmak üzere üç adet klinik moment kolu vardır (37).

- **Kantilever Uzunluğu:** Kantilever uzantılı protetik tasarımlarda veya rijit olarak sabitlenmiş implantların eksantrik yüklemelerinde, vertikal eksen kuvvetlerinin bileşenlerinden daha büyük momentler oluşabilir. Lingual kuvvetler sabit protezin veya barlı bağlantılı protzlerin distal uzantı kısımlarının üzerine etki ettiği zaman implantın uzun aksı etrafında bir burulma momenti oluştururlar. En distal implantları birleştiren doğru ile en anterior da bulunan implant arasındaki mesafeye A-P Spread denir. İdeal şartlar altında kantilever uzunluğu antero-posterior genişliğin 2,5 katını geçmemelidir (37).

- **Okluzal Genişlik:** Eksantrik yüklemelerde okluzalın geniş olduğu restorasyonlar moment kollarını artıracaktır. Fasio-Lingual devrilme hareketi okluzal tablaların daraltılması veya daha fazla sayıda sentrik temasların oluşturulup okluzyonun uygulanması ile azaltılabilir (37).

- *Okluzal Yükseklik*: Çalışan veya dengeleyen tarafın okluzal temasları, dil itimi ve yanak bölgesindeki pasif kas baskısından kaynaklanan kuvvetler sonucunda fasio-lingual ekseninde moment olarak görev yapmaktadır. Vertikal ekseninde gelen bir kuvvet moment kolu oluşturmamaktadır (37). Doğal dişlerdeki kron kök oranı sisteme iletilecek stres miktarını belirlemede önemlidir. İmplantlar kökün 2/3 apikal bölümü gibi kemik içinde eğilme hareketi yapmazlar ve bunun sonucunda gelen kuvvetler kret tepesinde lokalize stresler oluşturur (40).

3.4. Kemik Tipi ve Özellikleri

İmplantlar çene içerisinde maksiller veya mandibular kemiğe yerleştirilirler. Maksilla tabanı mediale bakan ve nasal fossa ile ayrılan içi boş bir çift kemiktir. Septumu ortada olup aşağıda ve her iki yanda oral kavite ile sınırlanmıştır(41,42). Anterior maksilla ve posterior maksillanın yapısal özellikleri birbirinden farklıdır. Posterior maksilla düşük yoğunlukta trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemikten oluşur. Anterior maksilla ise yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşur. İmplantlardaki başarısızlıkların sebeplerinden biri posterior maksilladaki kemik yoğunluğunun az olmasıdır. Maksiller anterior bölgeye yerleştirilen implantların başarısızlık riski mandibular anterior bölgeye yerleştirilen implantlara göre daha yüksektir. Bunun nedenleri; maksiller anterior dişlere uygulanan kuvvetlerin implantların uzun eksenine belirli bir açıyla uygulanması(43) ve maksiller anterior dişlerin mandibulanın protrusiv ve lateral hareketleri sırasında rehberlik görevi görmesidir(44,45). İmplantları çevreleyen kemik yaşa, fonksiyonel duruma ve hastanın sistemik durumuna bağlı olarak örgü şeklinde, ince tabakalı, demet şeklinde veya bileşik kemikten oluşabilmektedir(34).

Kemik ile implant arasındaki birleşim 1 yıl kadar sürmektedir. İlk olarak kallus köprüleri kurulur. Bu köprülerin yük taşıma kapasitesi çok azdır. Bir buçuk ay kadar süre de implant yüzeyine örgü şeklindeki kemik ulaşır. Makineyle işlenmiş yüzeye sahip bir implantın yerleşimini takiben 1 ay içerisinde kemik-implant ara yüzünde fibröz doku oluşmaktadır. Ortalama kemik-implant kontaktı 3 ay sonra % 50, 6 ay sonra % 65 ve 1 yılın sonunda ise % 85'e ulaşır(46).

Kemiğin önemli iki tabakası kortikal ve trabeküler kemik olarak adlandırılır.

2.4.1. Kortikal Kemik

Kemiğin dış yüzeyi kortikal kemiktir. Kortikal kemik trabeküler kemiğe oranla daha yoğundur. Yoğunluğu %1,7-2 gr/cm³ arasında değişmektedir. Mekanik desteği sağlayan kortikal kemik lamel kemik formunda kollajen fibril tabakalarından oluşur²⁶.

3.4.2. Trabeküler Kemik

Kortikal kemiğin iç kısmında trabeküler kemik bulunur. Trabeküler kemiğin diğer adı kansellöz kemiktir. Kemiğin yoğunluğu ise % 0.23-1.0 gr/cm³ arasında değişmektedir. Trabeküler kemik, gevşek bal peteği görünümündedir ve Metabolik fonksiyonları kontrol etmektedir(42)

Dental implantlar ile kemik arasında elastik modül farkı bulunmaktadır. Farklı elastik modüle sahip iki materyalin, arada herhangi bir materyal olmadan birleştirilmesi sonucunda, birine yük uygulandığında, streslerin iki materyalin temas ettiği noktada artış göstereceği bildirilmektedir¹⁷. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, sentrik yüklemde kortikal kemikteki en yüksek stres yoğunluğu; implant ve kemiğin birleşim bölgesinde, trabeküler kemikte ise en yüksek stres yoğunluğunun implant apeksinin çevresinde görüldüğü belirlenmiştir. Fizyolojik sınırlar aşıldığında, krette bulunan stresler kemikte mikro kırılmalara veya patolojik yüklem alanında zorlama ve bölgedeki kan akımını engelleyerek rezorbsiyona neden olmaktadır(27, 47).

3.4.3 Kemik Kalitesi Sınıflaması

İmplant çevresindeki kemiğin fonksiyonu tedavinin başarısı üzerindeki en önemli etkenlerden birisidir. Kemik implant ara yüzünün mekanik özelliklerinin iyi olması Kemik yoğunluğunun ve kemik kalitesinin yüksek olmasına bağlıdır. Kemik kalitesinin iyi olması ve yoğunluğunun fazla olması gelişmiş mekanik özellik sağlar böylece implantlar daha az mikro hareket gösterir primer stabilite daha güçlüdür ve azalmış stres dağılımı gösterir.

1985 yılında Lekholm ve Zarb 1985 yılında kemiği kalitesine göre 4'e ayıtmışlardır(48).

- Tip1: Homojen kompakt kemikten oluşur.
- Tip2: Yoğun trabeküler kemik etrafına kalın kortikal kemik tabakasından oluşur.
 - Tip3: Yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşur.
 - Tip4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemikten oluşur.⁵⁴

Tip2 ve tip3 kemik tipi diğerlerine göre daha sıklıkla bulunur. Genellikle mandibulada tip2 kemik; maksillada ise tip3 kemik vardır. Kemik kalitesinin en yüksek olduğu anterior mandibulada, onu posterior mandibula, anterior maksilla ve posterior maksilla izler(27,48).

3.5 OKLÜZAL YÜKLERİN PERİ-İMLANT KEMİĞE ETKİSİ

3.5.1 Mekanik Yüklemenin Kemik İyileşmesi Üzerine Etkisi

Kemik yüklemesi sonrasındaki 1 yılda yoğunluk ve mineral içeriğindeki

değişikliğe bağlı olarak kemik dayanıklılığı artmaktadır. Kemik ilk 4 aylık dilimde %60, 12 ayda tamamen mineralize olmaktadır(49,50). Parsiyel mineralize olmuş kemik tamamen mineralize olmuş kemikle karşılaştırıldığında daha zayıftır. İmplant yuvası hazırlanırken oluşan travma, implant çevresindeki kemikte rezorpsiyona neden olmaktadır. Periosteal ve endosteal proliferasyon bölgede ilk olarak woven kemiği oluşturmaktadır(51,52). Birkaç ay sonra woven kemik lamelar kemik ile yer değiştirmektedir. Lamelar kemiğin woven kemiğe göre daha fazla mineral içermektedir. Bu nedenle oklüzal yüklere daha dayanıklıdır. Adaptasyon sürecinde implant çevresindeki kemikteki stres ve şekil değiştirmeden korunmak için progresif yükleme yapılabilir(53). Hayvan çalışmaları(54,55) ve klinik çalışmalar(56,57) implanta gelen yükleri ve mikro hareketliliği azalttığı için erken yüklemenin osseointegrasyonu desteklediğini göstermektedir(58,59).

3.5.2 Dental implantlar ile Peri-İmplant Kemik Arasındaki Yük İletimi

Mühendislik prensibinde farklı elastiklik modülü sahip iki materyal arada başka bir materyal olmadan temasta olduğunda, her iki materyalden biri üzerine uygulanan yük sonucu bu materyallerin ilk temas ettiği bölgede stres(gerilme) oluşmaktadır(60,61). Foto elastiklik ve sonlu eleman gerilme analizleri ile gerçekleştirilen çalışmalar, stresin dental implantlar ile kemiğin temas ettiği bölge olan kresal bölgede yoğunlaşarak U veya V şeklinde dağılım gösterip şiddetini kaybetmektedir(62,63,64) (Şekil 5, Şekil 6).

Kemik en az drenji makaslama kuvvetine karşı göstermektedir(65,66). Buna bağlı olarak dental implantların boyun bölgesindeki cilalı yüzey, makaslama kuvvetine maruz kaldığında aşırı yükleme oluşmakta ve rezorpsiyon görülebilmektedir(66). Misch'in(66) geliştirdiği bu teori farklı boyun dizaynlarına sahip dental implantların boyun bölgelerinde yükleme sonrası benzer rezorpsiyon şeklinin oluşmasını açıklamaktadır(67,68).

Watzak ve arkadaşları(69) vida şeklinde cilalı yüzeye sahip, vida şeklinde asitlenmiş kumlanmış yüzeye sahip ve silindir şeklinde titanyum plazma sprej yüzeye sahip implantlarda kemik-implant temas durumlarını karşılaştırmışlardır. 18 aylık gözlem sonucu vida şeklindeki implantlarda daha yüksek oranda kemik-implant teması saptanmıştır.

Gotfredsen ve arkadaşları(70) titanyum plazma sprej ve cilalı yüzeye sahip implantlarda, lateral statik yükleme sonunda oluşan kemik reaksiyonlarını karşılaştırmışlardır. Titanyum plazma yüzeyli implantlarda cilalı yüzeyli implantları göre daha yüksek oranda marjinal kemik seviyesi ölçülmüştür.

Osseintegrasyonun uzun dönem başarısı implant çevresindeki kemiğe geçen gerilmenin yoğunluğuna bağlıdır(73). Çalışmalar sonucu yüklemmeden bir yıl sonraki marjinal kemik kaybının genel olarak az olduğu saptanmıştır(64, 74-78). Fakat dental implantlar çevresinde aşırı kemik kaybını gösteren çalışmalar da mevcuttur(73,74,79-84).

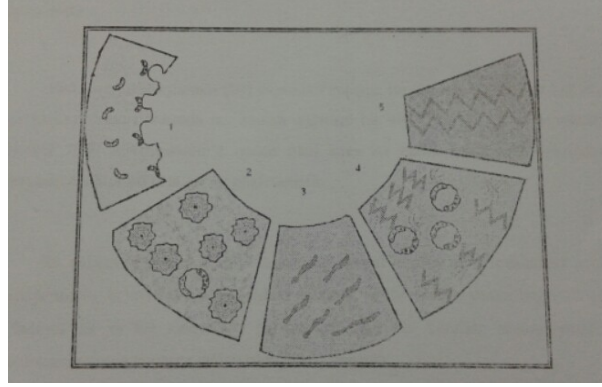
Maksilla ve mandibuladaki remodelling aktivitesi uygulanan kuvvetlere bağlıdır(73,87,88). Strese neden olan kuvvet aynı zamanda şekil değişikliğini de neden olmaktadır(91). Şekil değiştirmenin miktarı kemikte oluşan stres miktarına ve kemiğin özelliğine göre değişmektedir.

Kemiğin dental implantlar veya ortopedik apareyleri verdiği yanıtı araştıran çalışmalar mevcuttur(63,92-95).

Hoshaw ve arkadaşları(65) köpek femurunda kemiğin uzun eksenine dik şekilde yerleştirdikleri dental implant üzerine yük uyguladıklarında, 3-4 mm'lik bir alanda kemik hücrelerinden yeniden yapılanarak dayanıklı hale geldiğini gözlemlemişlerdir.

Frost(89,96,97), mekanostat teorisi ile kemik hücrelerinin kemiği uygulanan mekanik strese cevap verdiğini öne sürmüştür. Gerilme artırıldığında kemikteki yüklenme yeni kemik yapımı ile kompanse edilmektedir. Gerilme eşik değerinin altında ise rezorpsiyon, eşik değerinin üzerinde ise kemikte kırılma gözlemlemiştir.

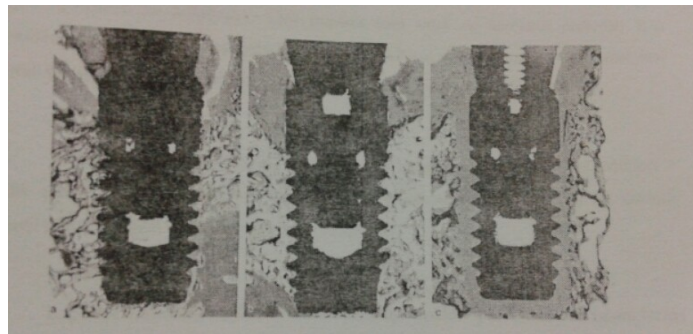
Frost gençlerde kortikal kemikte yüklemeye bağlı oluşabilecek değişiklikleri gruplamıştır(Şekil 7). Akut kullanılmama bölgesinde kemikteki şekil değiştirme değeri 50-100 mikro gerinimin altına düştüğü için rezorpsiyon görülmektedir. Adaptasyon bölgesinde şekil değiştirme değeri 100-1500 mikrogereinimdir. Bu değer rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olabilmesi için gereken şekil değiştirme değeri olarak düşünülmektedir(75). Şekil değiştirme değeri 1500-3000 mikrogereyim olduğunda orta derecede aşırı yüklenme oluşmaktadır. Orta derecede aşırı yüklemde kemik histolojik olarak woven kemik yapısındadır. Gerinim değeri 3000 mikrogereyim üzerindeki değerler için patolojik aşırı yüklenme bölgesine girerek kemikte mikro çatlak oluşumuna neden olmaktadır. 25000 mikrogereinim üzerine çıktığında ise kemikte spontan kırıklar meydana gelmektedir. Frost'un teorisine göre kemikte şekil değiştirmeye neden olan yükün miktarı önemlidir. Şekil değiştirme kemik hacmine bağlı olarak da değişmektedir(73).



Şekil 7. 1: akut kullanılmama, 2: adaptasyon, 3: orta derecede yüklenme, 4: patolojik aşırı yüklenme, 5: spontan kırık(87)

Melsen ve Lang(98) özel olarak ürettikleri dental implantları maymunlarda uygulamışlardır. Yaklaşık 3 aylık yüklenme sonrasında dental implantlarda kayıp görünmezken dental implantların etrafındaki kemik remodellerini etkilediğini gözlemlemişlerdir. Şekil değiştirme miktarı 3400-6600 mikrogram olduğunda kemik apozisyonu, 6700 mikrogramı aştığında kemik rezorpsiyonu gözlemlenmiştir.

Isidor(99,100), 4 maymuna ikişer adet dental implant uygulamıştır. Aşırı oklüzal yüklerin dental implant çevresindeki kemikte oluşturduğu değişimleri gözlemlemiştir. Osseointegrasyonun sağlanması için 6 ay beklenmiştir. Sonrasında implantlar üzerine sabit protezler yapılmıştır. İmplantlar karşıt arka yerleştirilen oklüzal yükler ile aşırı oklüzal yüklerle maruz bırakılmıştır. 8 implantın 6'sında oklüzal yükler uygulandıktan sonra klinik olarak mobilite görülmüştür. 6 implantın 2'si ekspante edilmiştir. 18 aylık yüklenme sonunda geri kalan implantlarda histolojik değerlendirme yapılmıştır. 2 implantta osseointegrasyon görülmezken 2 implantta sadece apikal bölgede osseointegrasyon görülmüştür (Şekil 8).



Şekil 8. (a) Fonksiyonda olmayan dental implanta ait histolojik kesit, (b) ve (c) ise aşırı yüklenen dental implantlara ait kesitlerdir. Mineralize alan yeşil, yumuşak doku ise kırmızı olarak görülmektedir. (b) kesitinde implant çevresindeki kemikte uygulanan yüke bağlı olarak apozisyon oluşmuştur. (c) kesitinde ise uygulanan aşırı yüke bağlı olarak dental implant çevresinde fibröz doku oluşarak osseointegrasyon bozulmuştur. Kesitler Isidor'un (99-100) çalışmalarından alınmıştır.

Piatelli ve arkadaşlarının(101-103) maymunlarda yaptıkları çalışmalarda fonksiyondaki implantlar çevresinde, fonksiyonda olmayan implantlara göre daha yoğun yapıda kemik gözlemlenmiştir.

Berglundh ve arkadaşlarının(104) köpeklerde yaptığı çalışmalarda fonksiyon sonrasındaki 10. ayda dental implant çevresine kemik yoğunluğunda bir artış görülmediği fakat kemik-implant temasında artış olduğu saptanmıştır.

Pattin ve arkadaşları(105) yaptığı çalışmalarda kemikte 2000 mikro gerinime neden olan stres iki katına çıktığında mikroskobik düzeyde hasarın 400 kat arttığı gözlemlenmiştir. Bu çalışma şekil değiştirme ile kemikteki rezorpsiyon miktarı arasında her zaman doğrusal bir ilişki olmadığını gösterir.

Bu çalışmalara göre, dental implantlar çevresindeki kemiğin apozisyonunun belli bir eşik değerindeki mekanik strese verilen yanıtı bağlıdır. Bu eşik değerlerin alt ve üstündeki gerilmelerin marjinal kemikte rezorpsiyona veya osseointegrasyonun kaybına neden olduğu sonucuna varılabilir.

3.5.4 Oklüzal Yüklerin Progresif Marjinal Kemik Rezorpsiyonu Üzerine Etkisi

Miyata ve arkadaşları(106-108) maymunlarda yaptıkları çalışmalarda oklüzal yüklerin marjinal kemik rezorpsiyonuna etkisini gözlemlemişlerdir. Oklüzal temasta olmayan kuronlar ve 100µm, 180 µm, 250 µm yükseklikteki kuronlar 1 ay fonksiyonda bırakıldıktan sonra peri-implant doku değişimleri gözlemlenmiştir. 100 µm kuronlar ile oklüzal kontakt bulunmayan gruplar karşılaştırıldığında sonuçlar benzerlik göstermektedir. Peri-implant dokularda inflamasyon bulunmamıştır(107). 180 µm yüksek olan kuronlar için marjinal kemikte V şeklinde rezorpsiyon gözlemlenmiştir. 250 µm yüksek grupta kontrol grubuna göre 2-3 kat fazla rezorpsiyon gözlemlenmiştir(108).

Naert ve arkadaşları(82) hastalardaki 7 yıllık gözlem sonucu marjinal kemik kaybının en önemli sebebinin oklüzal aşırı yükler olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Engel ve arkadaşları(110) 379 hasta üzerinde yaptıkları gözlemler sonucunda progresif marjinal kemik kaybı ile oklüzal yükler arasında bir ilişki olmadığını saptamışlardır.

Duyek ve arkadaşları(109) statik veya dinamik yüklenen implantlarla yükleme yapılmayan implantlarda marjinal kemik-implant temas miktarlarını karşılaştırmışlardır. 10 adet tavşan üzerinde 10 mm boyunda dental implantlar yerleştirilerek statik veya dinamik olarak yüklenmiş, bir implanta yükleme yapılmamıştır. 2 haftalık gözlem sonucu histomorfometrik değerlendirme yapılmıştır. Gruplar arasında kemik-implant temasında önemli bir fark görülmemiştir. Marjinal kemik rezorpsiyonu sadece dinamik yüklenen grupta gözlemlenmiştir.

Manz(111), kemik kaybının implant cerrahisi sırasında gözlemlenen kemik kalitesine bağılı olduğunu, yoğun kemikte daha az rezorpsiyon tespit edilmiştir.

Tüm bu çalışmalar, aşırı oklüzal yüklerin marjinal kemikteki rezorpsiyonu arttıracakını göstermektedir.

3.5.5 Oklüzal Yüklerin İmplant Kaybı Üzerine Etkisi

Quiryren ve arkadaşları(73) 69 hastaya sabit protez uygulamışlardır. Bu hastalar 1 yıl boyunca gözlemlenmişlerdir. Hastalardaki parafonksiyonel alışkanlıkların, anteriorda kontağın bulunmamasının ve her iki çenede de sabit protezlerin olmasının aşırı oklüzal yüklerle neden olduğunu ve dental implantın başarısını etkilediğini bildirmişlerdir.

Fugazzotto(112) 1472 hasta üzerinde molarlar bölgesinde uygulanan dental implant değerlendirme çalışmasında, başarı oranını parafonksiyonu bulunan hastalarda daha düşük olduğunu gözlemlemiştir.

Isidor maymunlar üzerinde yaptığı çalışmalar sonucunda oklüzal yüklerin implant kaybına neden olabileceğini birçok klinik, histolojik ve radyografik olarak gözlemlemiştir(99,100,113,114). 4 maymunda lateral segmentlere ikişer dental implant üzerine sabit protezler yerleştirilmiştir. Aşırı yüklerin oluşabilmesi için protezlere karşıt arka metal sprintler yerleştirilerek lateral yönde yük iletimi sağlanmıştır. Uygulanan implantların 5'i 4.5 ile 15.5 ay arasındaki zamanda kaybedilmiştir.

Heitz-Meyfield ve arkadaşları(115) 6 köpeğe 4'er adet dental implant uygulamıştır. Karşıt arka yapılan yüksek kuronlar ve sentrik oklüzyon konumunda aşırı yüklenme gözlemlenmiştir. 8 aylık değerlendirme sonucu osseointegrasyon kaybı görülmemiştir.

Birçok klinik(67,74,76,85) ve deneysel(99) çalışmalar, aşırı oklüzal yüklerin implant kaybına neden olduğunu göstermektedir.

3.5.6 Kemik İmplant Arayüzüne Etki Eden Stresin Azaltılması

Stres, bir cismin birim alana uyguladığı kuvvet miktarıdır ve aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$\text{Gerilme(Mpa)} = \text{Kuvvet(N)} / \text{Alan(mm}^2\text{)}$$

Kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilimleri azaltmak için kemik implant temas alanını artırmak gerekir(62,116).

3.5.6.1 Kemik İmplant Temas Alanının Artırılması

Kemiğin yoğunluğu ve implanta bağlı faktörlere göre değişmektedir.

3.5.6.2 Kemiğin Yoğunluğu

İmplantın başarısı kemik yoğunluğuna etkisi uzun zamandır incelenmektedir. Linkow ve Chercheve (117)kemik yoğunluğunu üç grupta incelemiştir.

Sınıf I Kemik Yapısı: Kemik eşit şekilde dağıtılmış trabekülerden oluşmaktadır.

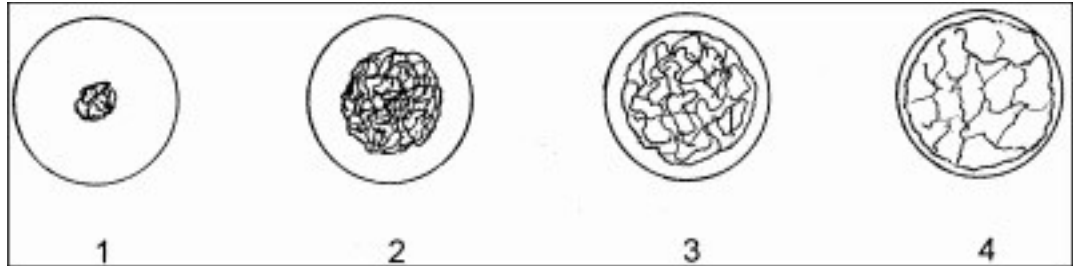
Sınıf II Kemik Yapısı: Daha düzenli kemik yapısı ile büyük oranda kansellöz yapıdan oluşmaktadır.

Sınıf III Kemik Yapısı: Her iki trabeküler kemik arasında kemik iliği ile dolu geniş bir alan bulunmaktadır.

Araştırmalar sonucu Sınıf I kemiğin ideal olduğu, Sınıf II kemiğin başarılı sonuçlar gösterdiğini, Sınıf III kemikte implant kayıplarının görülebileceği gözlemlenmiştir(117).

Anterior bölgedeki kemik yapısını Lekholm ve Zarb(118) dört farklı kalitede bulmuşlardır (Şekil 9).

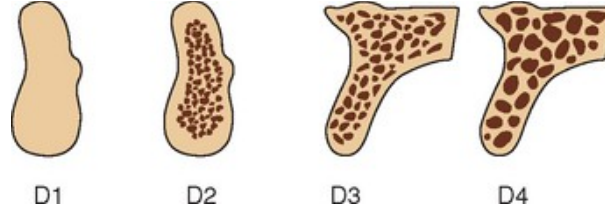
Homojen kompakt kemiğe kalite I, yoğun trabeküler kemik çevresindeki kalın kompakt kemiğe kalite II, yoğun trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemiğe kalite III ve düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresindeki ince kortikal kemiğe kalite IV ismi verilerek sınıflandırılmıştır.



Şekil 9. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması(127).

Misch 112 trabeküler ve kortikal kemik özelliklerini göz önüne alarak yaptığı sınıflandırmada kemik kalitesini D1,D2,D3,D4 şeklinde sınıflandırmıştır (Şekil 10).

- *D1:* Kemiğin büyük kısmı yoğun kompakt kemik yapısındadır.
- *D2:* Kemiğin dış yüzeyinde kalın kompakt kemik varken iç yüzeyinde kalın trabeküler kemik vardır.
- *D3:* Dış yüzeyinde ince poröz kortikal kemik, iç yüzeyinde ince trabeküler kemik vardır.
- *D4:* Kemiğin büyük kısmı trabeküler kemiktir. Kortikal kemik hiç yoktur veya az miktardadır.



Şekil 10. Misch'in maksilla ve mandibula için geçerli olan kemik yoğunluğu sınıflaması(128).

Üst çenede D1 tipi kemiğe neredeyse hiç rastlanmaz alt çenede ise ön bölgede %6 arka bölgede %3 oranında rastlanabilmektedir. Alt çenede en çok D2 kemiğe rastlanır. Alt çene ön bölgede %66 arkada bölgede %50 oranında D2 kemik vardır. Maksilla kısmında ise D3 tipi görülmektedir. Anterior maksillanın %65i D3 tipi kemiktir. Posterior maksillada ise D4 tipi kemik görülür(119-122) (Tablo 1).

Tablo 1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel

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

Yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmasında Sevimay ve arkadaşları(123) farklı kemik yoğunluklarında, dental implant çevresindeki kemikte oluşan stresi değerlendirmişlerdir. Çalışmada Mandibula, 4.1 mm çapında ve 10mm boyunda ITI implantları ve metal destekli implant üstü porselen kuronlar modellenmiştir. Kuronlar bukkal tüberkül ve distal fossalarına 300N'luk dikey kuvvet uygulanmıştır. Bütün kemik yoğunluklarında da maksimum stresler implantların boyun kısmında görülmüştür. D3 ve D4 tipindeki kemiklerde oluşan stres diğerlerine oranla daha yüksektir. Dental implantların boyun bölgesindeki von Mises değerleri D1:150Mpa, D2:152Mpa, D3:163Mpa, D4:180Mpa şeklindedir.

Düşük yoğunluktaki kemikte ara yüzde oluşacak stresi azaltmak için daha uzun boyda ve geniş çapta implant uygulaması, implant sayısının artırılması ve daha geniş yüzey alanına sahip implantların seçilmesi tercih edilebilir(124,125)

3.5.6.3 İmplantın Bağlı Faktörler

İmplant sayısının artırılması kemik implant temas alanını artırmanın en etkili yöntemidir. Krestal kemikte oluşacak gerilme miktarının 3 implant uygulanan vakalarda 2 implant uygulanan vakalara göre daha az olduğunu Bidez ve Misch yaptıkları araştırmalarda bildirmişlerdir. İmplant boyu arttıkça kemik implant teması da artmaktadır. Fakat okluzal yüklem sırasında krestal bölgede oluşacak gerilmeler üzerine implant boyunun etkisi azdır(126,127).

Himmlova ve arkadaşları 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi ile implant boyu ile dental implantlar çevresinde oluşan stresi değerlendirmek istemişlerdir. Modelledikleri mandibula molar dişler bölgesine 3.6mm çapında 8mm, 10mm, 12mm, 14mm, 16mm, 17mm, 18mm uzunluğundaki dental implantlar koymuşlardır. Bu implantlar üzerine ortalama çiğneme yükleri uygulanarak aynı çaptaki implantlarda boyun artması ile implant kemik ara yüzüne iletilen stresin azaldığı kaydedilmiştir. Aynı şekilde mandibula modellenerek 12mm uzunluğunda 2.9mm, 3.6mm, 4.2mm, 5mm, 5.5mm, 6mm, 6.5mm gibi farklı çaplarda dental implant uygulamıştır. Ortalama çiğneme kuvvetleri altında çapın artması ile kemik implant ara yüzünde stresin azaldığı gözlemlenmiştir(128).

Aynı çaptaki silindir düz yüzeyli bir implant yivli bir implanta göre %30 oranında daha az yüzey alanına sahiptir(129). Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile implant kemik temas alanı artırılabilir. Albrektsson ve arkadaşları aynı boydaki implantların yiv sayılarının %50 artırılması ile yüzey alanının yaklaşık olarak %15 oranında artırılabilceğini göstermişlerdir. Cilalı implant yüzeylerine göre hidroksiapatit, plazma sprey veya asitlemiş kumlanmış yüzeylerde implant kemik teması alanı ve bu alanın yüklere dayanıklılığı artmaktadır. Pürüzlü implant yüzeylerinde yük taşıma kapasitesinin %25 ile %30 oranında arttığı, bunun yanında makaslama kuvvetlerine dayanıklılığında arttığı bildirilmiştir(130).

3.5.6.4 İmplantta İletilen Okluzal Yükleri Azaltmak

Doğal çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonlar ile oluşan okluzal yükler implantlar üzerinde iletilmektedir.

Çiğneme Kuvvetleri

Çiğneme kuvvetleri bireyler arasında farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalar, çiğneme kuvvetinin kesici dişler bölgesinden azı dişleri bölgesine doğru arttığını ve ısırma kuvveti değerlerinin 100-2440N gibi geniş bir aralıkta değiştiğini göstermektedir(131,132). İmplant destekli sabit protez kullanan hastalarda çiğneme kuvveti doğal dişlere sahip hastalara eşit yada yakın değerdedir(133).

Çiğneme kuvvetinin maksimum değerini hesaplamak için pek çok çalışma yapılmıştır. Isırma kuvveti ölçen bir cihaz ile yapılan çalışmalarda azılar bölgesindeki maksimum ısırma kuvveti genç erkeklerde 800N, genç kadınlarda 600N olarak ölçülmüştür(134,135). Kesici dişler bölgesinde ise bu değer genç erkeklerde 290N genç kadınlarda ise 240N olarak ölçülmüştür. Bakke ve arkadaşları maksimum okluzal kuvveti 500N olarak bildirmiştir. Craig(136) maksimum çiğneme kuvvetini keser dişler bölgesinde 222N, premolar dişler bölgesinde 453N, molar dişler bölgesinde 880N olarak ölçmüştür. Haraltson ve Zarb(137) 10 yıllık klinik takip sonucunda maksimum çiğneme kuvvetini 77,5N ile 495N arasında tespit etmişlerdir.

Parafonksiyonlar

Parafonksiyonlar doğal dişler veya dental implantlar üzerine iletilen çiğneme kuvvetlerinin miktarını veya süresini değiştirerek stomatognatik sisteme zarar

verebilmektedir. Periimplant kemikte rezorbsiyonun oluşmasının veya oseointegrasyonunun kaybının en önemli nedenlerinden biride parafonksiyonel alışkanlıklardır. Parafonksiyonların en önemlilerinden biri diş sıkma ve gıcırdatma sonucu dental implantların başarısız olmasıdır. Diş sıkma ve gıcırdatmaya sahip bir hastada toplam kuvvet miktarı normalin 4-7 katına çıkmaktadır(138). Bu hastalarda gece plakları ile dental implantlara iletilen yükleri azaltılabilir veya implant sayısının ve boyutlarının artırılması ile yüzey alanı artırılabilir.

2.6. Alveol Kretindeki Rezorbsiyonu Etkileyen Klinik Faktörler

Alveol kretinde diş çekimlerinden sonra başlayan rezorbsiyon ömür boyu süren geri dönüşü olmayan kronik bir süreçtir. Alveol kemikte diş çekimi ile meydana gelen değişimler aşağıda özetlenmiştir(139).

Diş çekiminden hemen sonra kaviteyi sıkı fibrin ağları ile birlikte kan örtüsü doldurur. Polimorfonükleer hücreler ve fibroblastlar kan pıhtısına invaze olurlar.

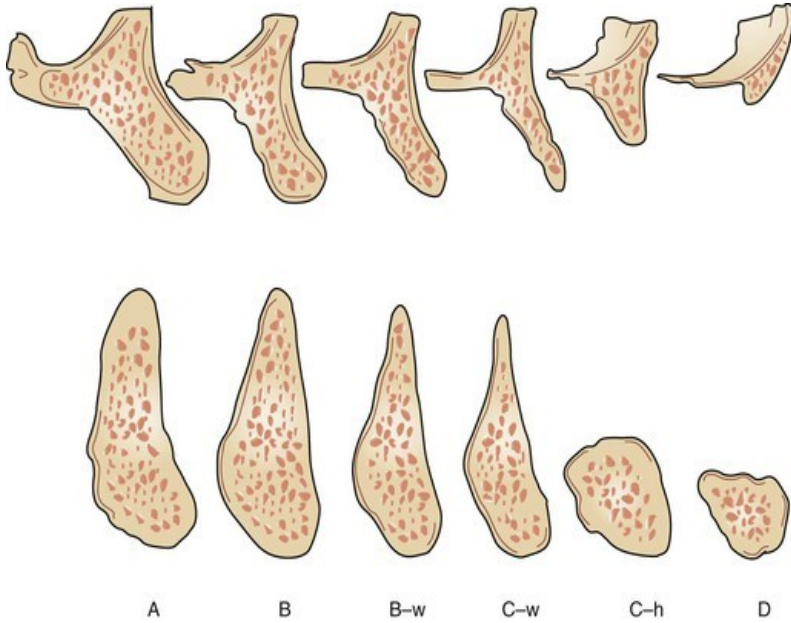
- 2-3 gün sonra granülasyon dokusu oluşmaya başlar.
- 4. Günde yara kenarlarında epitelizasyon başlar. Osteoklastlar alveol kretinde rezorbsiyonu başlatır.
- 7. Günde osteoit doku oluşumu başlar.
- 20. Günde epitelizasyon tamamlanır, mineralizasyon woven kemik oluşumu başlar.
- 40. Günde alveol kretinin yüksekliği %33 azalır.

Rezorbsiyon hızı bireyden bireye veya aynı bireyde farklı dönemlerde değişiklik gösterebilmektedir. Maksillanın yüzey alanın mandibulaya göre daha geniş olmasında dolayı rezorbsiyon daha yavaş ilerlemektedir. Genel olarak rezorbsiyon ilk bir yılda özellikle ilk 3 ayda oldukça hızlıdır. Alveol kretindeki rezorbsiyonu etkileyen klinik faktörler mekanik nedenler, inflamatuvar nedenler metabolik nedenler olmak üzere 3 grupta toplanabilir(140,141).

- Mekanik nedenler
- Fonksiyonel faktörler
- Kemiğe etki eden kuvvetin büyüklüğü, sıklığı ve yönü
- Parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Protetik Faktörler
- Protezin tipi ve uyumu
- Protezin gün içindeki kullanım süresi
- Maloklüzyon
- Protezin bulunmaması
- Cerrahi Faktörler
- Diş çekimleri ve diğer lokal cerrahi işlemlere bağlı rezorpsiyonlar
- İnflamatuvar nedenler
- Diş kaybından önce periodontal inflamasyon nedeni ile görülen alveol kemiği kaybı
- Osteomyelit gibi lokal inflamasyonlar

- Metabolik nedenler
- Yaş
- Cinsiyet
- Postmenopozal osteoporoz
- Hamilelik
- Hormonal dengesizlik
- Cushing sendromu
- Akromegali
- Hiperparatiroidizm
- Mineral yetersizliği
- Beslenme alışkanlıkları
- C vitamini yetersizliği
- Diabetes mellitus

Atwood mandibula üzerinde diş kayıplarından sonraki hacimsel değişimleri incelemiştir(142-145). Atwood kemikteki rezorpsiyonun 6 farklı kret şekli ile sonuçlanabileceğini bildirmiştir. Fallschussel(146) Atwood'un çalışmasından yola çıkarak maksilla için bir sınıflandırma yapmıştır. Sınıflama; tamamen korunmuş kret, orta derecede geniş ve yüksek kret, dar ve yüksek kret, keskin ve yüksek kret, geniş ve kısa kret, aşırı atrofik kret olarak 6 alt gruptan oluşmaktadır. Misch ve Judy(147-149)Atwood'un sınıflamasını esas alarak maksilla ve mandibuladaki implant uygulamaları için 4 ana ve 2 alt grup olarak uygun cerrahi ve protetik işlemler tanımlamışlardır (Şekil 11). Kemiğin genişliği, yüksekliği, uzunluğu, alveol kreti ile okluzal düzlem arası açı ve kuron implant açısı gibi sebepler sınıflamada grupların ayırımı sağlamıştır (Tablo 2). Misch ve Judy'nin sınıflaması günümüzde dental implant uygulamalarında geçerliliğini korumaktadır.



Şekil 11. Misch ve Judy'nin maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyonun ilerleyişini gösteren sınıflaması(162).

Tablo 2. Misch ve Judy'nin dental implant uygulamalarında mevcut kemiğin özelliklerini gösteren sınıflaması

Divizyon	Boyutlar
A	Kemiğin genişliği 5mm'den fazladır. Kemiğin genişliği 10-13mm'dir. Kemiğin açısı 30°'den küçüktür. Kuron-İmplant oranı 1'den küçüktür.
B	Kemiğin genişliği 2,5-5mm'dir. Kemiğin yüksekliği 10-13mm'den fazladır. Dişsiz alan uzunluğu 12mm'den fazladır. Kemiğin açısı 20°'den küçüktür. Kuron-implant oranı 1'den küçüktür.
C	C-w;(yetersiz kemik kalınlığı) kemik kalınlığı 2,5mm'den azdır. C-h;(yetersiz kemik yüksekliği) kemik yüksekliği 10mm'den azdır. Kemiğin açısı 30° veya üstüdür. Kuron-implant oranı 1 veya fazladır.
D	Alveol kemiği bazal kemiğe kadar rezorbe olmuştur.

3.6.1 Üst Çene Alveol Kavsinin Şekil ve Boyutları

Dişli ve dişsiz alveol kavislerinin şekillerini ve boyutlarını incelemek için birçok çalışma yapılmıştır.

Diş kavsinin ve çene şeklinin gelişiminin Rutge'ye göre iki farklı görüşle açıklanması mümkündür. Birinci görüş; Kavis şeklinin kassal gelişimden önce belirlendiği için kasların fonksiyonel aktivitesinden bağımsız olarak geliştiğidir. İkinci ise; Diş kavsinin şeklinin dudak ve yanakların uyguladıkları kuvvet sonucu geliştiği yönündedir. Bunların yanında kavis şeklinin belirlenmesinde çevresel ve genetik faktörlerde etkili olabilmektedir. Wolf, Izard, Turfaner, Gilly ve arkadaşları,

Craddock ve De Nevrese gibi bilim insanları da bu konuda görüşlerini açıklamışlardır. De Nevrese (164) üç tip alveol kavsi morfolojik farklılıklara dayanarak tanımlamıştır.

- *Karbo-Kalsik Tip*: Diş kavisleri geniş ve elips şeklindedir.
- *Fosfo-Kalsik Tip*: Diş kavisleri hiperbol şeklindedir.
- *Flou-Kalsik Tip*: Diş kavisleri düzensiz ve değişkendir.

Turfaner'e(150) göre diş kavisleri genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir ve üst çenede diş kavisleri genellikle hiperbol, elips ve U şeklindedir. Craddock'a göre ise diş kavisleri dikdörtgen, üçgen ve ovoid olarak üç şekildedir.

Türk bilim insanlarından Bilgin'in çalışmaları(151) dişsiz üst çene kavislerinin şekil ve boyutlarını inceleyen en kapsamlı çalışmalarından biridir.

Bilgin, uygulamalarında toplam dişsiz 400 hastadan ölçü alarak modeller oluşturmuştur. Bu dişsiz modeller çizim aygıtlarına bazı referans noktaları ve düzlemleri dikkate alınarak yerleştirilmiştir. Sonrasında modellerin kret tepe çizgisi ve vestibül aksiyon sınırı saptanmıştır. Modellerin üç düzlemdeki duplikat çizimleri ve analizleri Bilgin tarafından geliştirilen aygıt ile yapılmıştır. Yapılan değerlendirmede U, elips ve hiperbol olmak üzere üç farklı alveol kreti şekli bulunmuştur. Bu şekillere değişik oranlarda rastlanılmıştır. U şeklinde %62.25 elipse %25.50 hiperbole ise %12.25 oranında rastlanmıştır. Vestibül aksiyon sınırlarına göre modellerin uzunluk ve genişlik değerleri ölçülmüştür. Tüm bu çalışmalardan elde edilen verilere dayanılarak elde edilen 400 adet üst çene modelinin uzunluk ve genişlik ölçümlerinin alveol kavsi şekillerine göre dağılımı tablo 3 ve tablo 4'te gösterilmektedir.

Tablo 3. Bilgin'in çalışmasından elde edilen üst çeneye ait uzunluk ölçülerinin tanım aralığı

Gruplar	Tanım Aralığı (mm)
En uzun	58mm ve üzeri
Uzun	53-57mm
Orta	49-52mm
Kısa	45-48mm
En kısa	44mm ve aşağısı

Tablo 4. Bilgin'in çalışmasından elde edilen üst çeneye ait genişlik ölçülerinin tanım aralığı

Gruplar	Tanım Aralığı (mm)
En geniş	71mm ve üzeri
Geniş	66-70mm
Orta	60-65mm

Dar	55-59mm
En dar	54mm ve aşağısı

3.7. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamaları

3.7.1. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Öncesi Değerlendirme

Doğru cerrahi ve protetik tedavilerin uygulanması anterior maksillada estetiğin başarılı bir şekilde sağlanması ve periimplant dokuların sağlığının uzun dönem korunması açısından çok önemlidir. Operasyondan önceki planlamada konvansiyonel protezler için tanımlanmış parametreler implant kullanacak hastalar içinde uygulanabilir(152).

Dudak desteği ağız dışı muayenede incelenmesi gereken bir konudur. Dudak desteği alveol kretleri ve dişlerin kronları ile sağlanmaktadır. Farklı protez dizaynlarını tercih edilmesi ile özellikle premaksillada implantüstü sabit protezlerin planlandığı durumlarda dudak desteği sağlanabilir.

İnsanların günlük hayattaki olaylara tepkileri sonucu oluşan hareketler protez estetiğini etkilemektedir. Örneğin konuşma veya gülme sırasında üst dudak hareket eder. Ortalama bir gülme hattında ön kesici dişlerin %75 ile %100 ü görülebilmektedir. Yüksek gülmede ise anterior dişlerin kesici kenarları ve servikal bölgeleri görülmektedir(153). Düşük gülme hattına sahip bireyler implant üstü protezlerin yapımı için daha avantajlıdır.

Yumuşak dokunun fenotipi yani şekil ve kalınlığı periodontal biyotip olarak tanımlanmaktadır, buda kalın ve ince olmak üzere ikiye ayrılmaktadır(154,155). Araştırmacılar periodontal biyotip için düşünülen sınıflamanın peri-implant sınıflandırması içinde geçerli olduğunu göstermektedir(153,156). Her iki biyotipin cerrahi işleme verdiği yanıt farklıdır. İnce biyotipte cerrahi travmaya bağlı olarak resesiyon riski bulunurken, kalın biyotip cerrahi işlemlere daha dayanıklıdır(156). Ancak kalın biyotipte, insizyon izleri kalacağı için estetiğin önemli olduğu bölgelerde sorun oluşturabilmektedir(156).

3.7.2. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında İmplantların İdeal Olarak Konumlandırılması

Seçilen implantın mezio-distal, oro-fasiyal , apiko-koronal yönde yerleşmesi ve doğru implant seçilmesi periimplant sert yumuşak dokuların uzun dönem stabilitesi açısından önemlidir. Anterior maksillada Straumann sistemine ait standart vida, geniş çaplı ve narrowneck implantları tavsiye edilmektedir(157). Mezio-distal boyut bu implantların seçilmesinde önemli bir etkidir. Bahsedilen implantlar için gerekli olan mezio-distal mesafeler tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5. Straumann sistemine ait implantların boyun bölgesinin çapı ile ile mezio-distal mesafe arasındaki ilişki

İmplant Tipi	İmplantın boyun bölgesinin çapı	Gerekli olan en az mesafe	İdeal Mesafe
Standart boyunlu implant (4,8mm)	4,8mm	7,0mm	8,0-9,0mm
Narrow Neck İmplant (3,5mm)	3,5mm	5,5mm	6,-7,0mm

İmplantlar ile doğal diş arasındaki mesafe krestal kemik kaybı açısından önemli bir faktördür. İmplantın doğal dişe komşu bölgelere uygulanmasında implant ile doğal diş arasındaki mesafe en az 1.25mm'dir(158). İki implant arasındaki mesafe ise en az 3mm olmalıdır. Yapılan bir araştırmaya göre iki implant arasındaki mesafenin 3mm üzerine çıktığı durumda krestal kemik kaybınının 0.45mm; 3mm'nin altına düştüğünde ise 1.04mm olduğu bulunmuştur.

Oro-fasiyal yönde ideal konumlandırmada, mevcut kemiğin kalınlığı ve implant üstü protezin çıkış faktörü belirleyici faktörlerdir. İmplantların bukkal ve palatinal yönlerinde en az 1mm'lik kemiğe ihtiyaç vardır. Bukkaldaki kemik kalınlığının 1.8mm veya üzerinde olduğu durumlar kemik rezorbsiyonu riskini azaltmakta hatta kemik apozisyonu görülmektedir(159).

Rezorbsiyonun önlenmesi için implant palatinaline doğru 5 derecelik açı ile yerleştirilebilir. Ancak implant aşırı palatinaline doğru eğimli yerleştirilirse, açılanmayı düzeltmek için implant gerektiğinden daha apikalde konumlandırılmalıdır. Estetik ve biyolojik prensipler arasındaki uyumun sağlanması için implant boyunun apiko-koronol yerleşimi mümkün olduğunca sığ, gerektiği kadar derin prensibine uygun olmalıdır(160). İmplant boyununun planlanan restorasyonun midfasiyal gingival kenarının yaklaşık 2mm apikalinde yer alması gerektiği düşünülmektedir.

İmplant boynu planlanan gingival kenarın 3mm veya daha fazla apikalinde ise fasiyal kemikte rezorbsiyon ve buna bağlı olarak diş eti çekilmesi olabilir.

3.7.3 Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Cerrahi Prosedür

Maksilla uygulamalarından önce ağızdaki diş sayısı yapılacak işlemler için önemli bir değerdir. Tüm dişlerin eksik olduğu durumlarda premaksillada cerrahi prosedür oldukça fazla ve güçtür. İmplant boyunun 3 boyutlu doğru yerleştirilmesi için uygun cerrahi plakların yapılması zorunludur. Mukoza lokal anestezi altında kret tepesinin 2-3mm palatinalinden başlayan bir insizyonla açılır. Daha sonra flepler uygun doku elevatörleri ile kaldırılır. Alveol kemiği analizi yapıldıktan sonra işlem tamamlanır. Misch ve Judy sınıflaması(147-149) tablo 2 mevcut kemiğin analizinde ve cerrahi safhanın planlamasında kullanılabilir.

Divizyon A kemikte yeterli kemik desteği vardır. Cerrahi plaklar final protezin kesili kenarını tanımlamaktadır. Divizyon B kemikte genişlik 4-5 mm'dir. Ogmentasyon işlemleri ile kemik hacmi artırılabilir veya ostotomlar ile kemik espanse edilebilir. Bu şekilde implant uygulamaları için uygun çap yakalanabilir. Genellikle D3 yapılı anterior maksillada kemik ekspansiyon işlemi başarı ile sonuçlanmaktadır. Divizyon C-w kemiğin kalınlığı 2.5mm den az olduğundan dolayı onley greftleme yapmak gerekmektedir. Bu işlem sonucunda yeterli kemik hacmi elde edilirse dental implant uygulaması yapılır. Divizyon C-h eğer kemik yüksekliği az olursa kemik ogmentasyonu veya sübnazal elevasyon ile kemik yüksekliği artırılır. Bu hastalarda alveol kemiği palatine doğru aşırı şekilde rezorbe olduğundan implantlar palatine doğru oldukça açılı yerleştirilirler. Ancak bu işlem protezin estetiğini olumsuz etkilediğinden sabit protez uygulamalarında onley greftler tercih edilmelidir. Divizyon-D kemikte ekstra oral kaynaklı greftler kullanıldıktan sonra implant uygulaması planlanabilir. Çünkü bu kemikte sabit protezlerin yapılması çok güçtür.

İmplantın yuvasının hazırlanması küçük çaplı rond frezler ile implant yerinin tam olarak işaretlenmesi ile başlar. Kemikte oluşacak travmadan kaçınmak için implant yuvası kademeli olarak 2.2mm, 2.8mm, 3.5mm frezler ile hazırlanmalıdır. Anterior maksillada yivler için nadiren yuva hazırlanır. Uzun dişsiz boşluklarda papil oluşturmak zordur fakat estetik iyileştirme başlıkları kullanılarak yumuşak dokunun iyileşmesi yönlendirilebilir. Periimplant kemik efekti bulunan durumlarda kemik ogmentasyonu yapılabilir. İleriki zamanlarda papilin oluşması beklenen bölgede flep atravmatik dikişler kullanılarak kapatılmalıdır.

3.7.4. Anterior Maksillada Dental İmplant Uygulamalarında Biyomekanik Açidan Risk Faktörleri

İmplant işlemlerinin başarısını etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. Anterior maksillada diş kayıplarını takiben ideal konumlarda dental implant uygulaması her zaman mümkün değildir. Vestibüldeki kompakt kemik diş çekimleri sırasında kırılabilmektedir. Ayrıca alveol kretinin genişliği diş çekimlerinden sonraki birinci yılda %25 ilk 3 yılda ise %40-60 oranında azalmaktadır(161). Bunun sonucu olarak alveol krete daha süperior ve palatinal konumda yer almaktadır.

Vestibüldeki kemikte ve boyun bölgesinde moment yüklerinin artması implant ve abutmentte kırılmalar mandibulanın protrasiv ve lateral hareketleri sonucu oluşabilmektedir. Çekim sonrası rezorbsiyonlar nedeniyle uygulanan dental implantların çapları yerlerini aldıkları doğal dişlerin çaplarından daha dardır. Bu durum alveol kretindeki stresi artırmaktadır.

Oblig ve sentrik kontaklar nedeni ile implantlara uzun ekseni dışında yükler iletilmektedir. Maksillanın bu bölgesindeki kemik yoğunluğu diğer bölgelere göre daha düşüktür (112,118). D3 tipi kemiğe %65 sıklıkta rastlanmaktadır. Kemik yoğunluğunun düşük olması sonucu Kemik implant teması da azalmaktadır. Ağız içinde üst çenede diş olmaması durumunda sabit restorasyonlar uygulanacağı durumlarda dental implantların uzun dönem başarısı için tek parça yerine üç parçalı

(premolar-molar, kanin-kanin, premolar-molar) köprülerinin yapılması tercih edilir.

3.8 Estetik Bölge Tek Diş Eksikliği Ve Tedavisi

Estetik bölgede yaşanan diş kayıpları hastaları daha duygusal tepki vermeye zorlar ve bu dişin hızlıca yerine konulması için acele ederler. Hastanın bu bölgedeki tedavi için oldukça endişeli ve şüpheli yaklaşımının yanı sıra bu bölgedeki beklentisinin de çok yüksek olması hekimi zorlar. Hekim hastanın endişe ve beklentisini göz önüne alarak, anterior dişlerin ve çevre dokuların bunun yanında da yüzün anatomik özelliklerini dikkate almalı ve en uygun tedaviyi hastaya sunmalıdır.

Travma, parsiyel anodonti, endodontik başarısızlık, çürükler ve rezorbsiyonlar sebebi ile hastalar üst çene ön bölgedeki dişlerini kaybederler(162). Son derece estetik önemi olan bu bölgede hem sert hem yumuşak doku restorasyonları gerekmektedir. Tedavinin en sıkıntılı bölümü ise yumuşak dokunun örtülmesidir. Kısaca arka dişin yerine yerleştirilen implant restorasyonları, üst çene ön bölgedeki tek dişin yerine konulmasından çok daha kolaydır.

3.8.1 Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Seçenekleri

Bir tedavi şeklinin seçilmesinde etkili olan faktörler protezin ömrü, en sık karşılaşılan komplikasyonlar ve komplikasyonların başarılı bir biçimde tedavi edilip edilemeyeceğidir. Alternatif yolların belirlenmesinde kanıta dayalı değerlendirilmesi gerekir.

Üst çene ön bölgede tek diş eksikliklerinde tedavi alternatifleri, geleneksel sabit bölümlü protezler, kanatlı sabit protezler, hareketli bölümlü protezler, adeziv köprüler ve implant destekli restorasyonlardır.

3.8.2 Sabit Bölümlü Protezler

Sabit bölümlü protezler bir çok yönden iyi bir tedavi seçeneğidir. Öngörülebilir olması, fonksiyon fonasyon ve estetik için tatmin edici bir restorasyon sağlaması ve kısa sürede uygulanabilmesi nedeniyle tercih edilmektedir. Bununla birlikte sabit bölümlü protezlerin başarısızlık oranlarını araştıran çalışmalar farklı sonuçlar belirtmişlerdir (163-165). Bu tedavi de en çok karşılaşılan komplikasyonlar restorasyonların desimantasyonu çürükler ve endodontik komplikasyonlar olarak göze çarpmaktadır. Sabit bölümlü protezlerde %8-12 oranında diş çekilmesi 10 yıl içerisinde, %30 oranında ise 14 yıl içerisinde görülmektedir. Kontrendike durumları destek dişlerin zayıflığı, yetersiz kemik miktarı, diastema, komşu dişlerin hazırlık istemediği durumlar ve çoğunlukla gençlerde pulpa boynuzunun çok geniş olmasında ortaya çıkar(162).

3.8.3 Adeziv Köprüler

Koruyucu amaçlı olduğu için üst çene ön bölgede tercih edilir ancak bu tedavinin birçok sınırlandırması vardır. Yan dişteki minenin ince olması hem

adezyonu zayıflatır hem de metal destekli adeziv köprülerde gri yansımalar olabilir. Yan dişlerdeki hareketliliklerde tedavinin başarısızlığına sebep olabilir.

Yüksek dirence sahip seramikler doksanlı yıllarda Kem M. ve Strub(166) tarafından metallerin yerine adeziv köprülerde kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde halen yaygın olarak kullanılmaktadır. Estetik beklentilerden ötürü seramik ve kompozitler metallerden daha çok tercih edilirler. Adeziv köprüler hastalarda greftleme işlemi sonrası veya iyileşme sürecinde geçici protez olarak kullanılabilir.

3.8.4. Hareketli Bölümlü Protezler

Tedavi uygulamasının iki aşamalı olduğu durumlarda geçici protez olarak kullanılabilirler. Hastalar tek diş eksikliğinde çok fazla tercih etmezler, çünkü bu protezler ekonomik olmalarına rağmen konuşma ve fonksiyon sırasında stabilitesinin bozulması hoş karşılanmaz.

3.8.5 Tek Diş İmplantları

Tek diş implantlarının başarısının literatürde yerini almasıyla estetik bölgede tek diş implant tedavisi hızla yaygınlaşmıştır.

Schmitt ve Zarb(167) 32 hastaya yerleştirdikleri 40 implanttan yaklaşık 3 yıllık takip sonucunda %100 başarı oranı yakalamışlardır. Bu çalışma tek diş eksikliklerinde başarılı osseointegrasyon sağlanabileceğini kanıtlayan ilk literatür çalışmasıdır.

Komşu dişlerin prognozu tek diş implantları ile diğer tedavi seçeneklerine göre daha iyi olmaktadır. Komşu dişlerde daha az çürük, endodontik risk, daha az hassasiyet ve daha az plak retansiyonu on yıllık gözlemlerle ortaya konmuştur(162).

Henry ve ark.(168) yaptıkları çalışmalarda 71 maksiller anterior tek diş implantların da 5 yıl içerisinde %96,6 başarı oranı yakalamışlardır. Ancak, %10 estetik başarısızlıkla karşılaşmışlardır.

Kemppainen ve diğerleri(169) ileri dönük 102 maksiller anterior tek diş Astra ve ITI marka implant içeren çalışmalarında %97,8 ve %100 başarı oranı bulmuşlardır.

3.9 Üst Çene Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Planlaması

İmplant tedavisinin planlamasından önce titiz bir tıbbi hazırlık gerekmektedir. Klinik ve radyografik muayeneler yapılmalı, teşhis modelleri incelenmeli ve diş çekimi sebepleri araştırılmalıdır. Sublüksasyon, avülsiyon, reimplantasyon gibi bir tramva hikayesi ya da retreatment ve apikal rezeksiyon gibi endodontik tedavi geçmişi olup olmadığı öğrenilmelidir. Komşu dişler maksiller kesici tek diş restorasyonu için ideal sonuç almada önemli paya sahiptirler, çünkü dişsiz kısmın

uzunluğu, konturu, renk ve pozisyonu komđu dişler tarafından belirlenir. Uygulamaya başlamadan önce olası riskler belirlenmeli ve hastaya bildirilmelidir.

Gülme hattı, diş oranları, morfolojileri, aksial eğimleri, gingival düzlem oryantasyonu, varolan diş eti çekimleri, oklüzyon tipi, fonksiyonel rehberlikler, yüz ve dişlerdeki simetri, interdental-interoklüzal mesafenin yeterliliği değerlendirilmelidir. Özellikle gülme, konuşma ve istirahat sırasında üst dudağın lokasyonu tedavi planlamasında önemli bir faktördür. Yüksek gülme hattına sahip hastalarda implant yerleştirilmesi problem olabilir ve estetik açıdan olumlu sonuçlar elde etmek için cerrahi müdahale gerekebilir(170-171).

Protez taslağının hazırlanması için teşhis modelleri hazırlanmalı ve artikulatörde inceleme yapılmalıdır. Boşluk dikey yönde 6mm'den küçükse vidalı restorasyonlar tercih edilebilir veya komđu ve karşıt arkta ortodontik yada protetik işlem yapılabilir(172).

Tek diş eksikliklerinde implant tedavisi planlanırken sert ve yumuşak dokuların miktarı ve apikal yönde kemik yüksekliği önemli kriterlerdendir. Ekstraksiyondan sonraki ilk aylarda kemik hacminde hızlı kayıplar olur daha sonra 3 ila 4mm'lik vertikal ve horizontal kemik kaybı 4-6 ay içinde gerçekteşir ve yumuşak doku kaybıyla bu süreç sonlanır(173,174). Greft uygulamalarının başarısızlıkla sonuçlanmasında yetersiz kemik yüksekliği önemli bir sebeptir. İmplant pozisyon ve angülasyonunun kritik olabileği estetik bölgede implantların yerleşiminden önce greftlerin iyileşmesine 4 ila 6 ay izin vermek stabil bir kemiksel tabanda ideal implant pozisyonlandırılmasıyla sonuçlanacaktır. Ortodontik ekstrüzyon, komđu dişlerdeki kemik kaybı varsa veya kemik yüksekliği yetersizse greftleme yerine bir seçenek olarak sunulabilir(173,174).

Üst çene anterior bölgede kemik kaybı fasiyal bölgeden başlar, çünkü labial bölge palatinal bölgeye göre daha incedir ve dişlerin köklerinde fasiyal "undercutlar" bulunur. Restoratif açıdan güçlük çıkaracak daha palatinal ve apikale eğilmiş pozisyonu önlemek için kemik grefti gerekir. Uygun kemik genişliği miktarı implant çapından en az 1mm daha fazla olmalıdır(162).

Hareketli protez kullanımı ve yumuşak dokunun çöküşü ile apikale göç hızlanır. Papillanın konturunu uygun şekilde yeniden düzenlemek için yumuşak doku cerrahi operasyonu gerektirebilir. Bundan dolayı tedavi planı belirlenirken yumuşak dokunun özelliklerinin belirlenmiş olması önemlidir(162).

Belser ve diğerleri(171) tek diş eksiklikleri üzerinde yaptıkları çalışmalarda estetik risk faktörlerini aşağıdaki gibi belirtmişlerdir.

- Hastanın tedaviden beklentisi,
- Hastanın sigara içme alışkanlığı,
- Tedavi zonundaki gingival biyotip,
- Hastanın gülümserken dudak çizgisinin yüksekliği,
- Kayıp dişin ve çevreleyen dişlerin şekli,

- Dişsiz alana komşu dişlerin restoratif durumu,
- İmplant alanında enfeksiyon varlığı ve komşu dişin kemik seviyesi
- Dişsiz alanın karakteri
- Dişsiz alandaki sert ve yumuşak dokuların yüksekliği
- Dişsiz alandaki sert ve yumuşak dokuların genişliği

Bu kriterlerden tedavi süreci boyunca estetik sonuç alınma potansiyelini tespit etmek için faydalanılır.

3.9.1 İmplantın 3 Boyutlu Pozisyonlandırılması

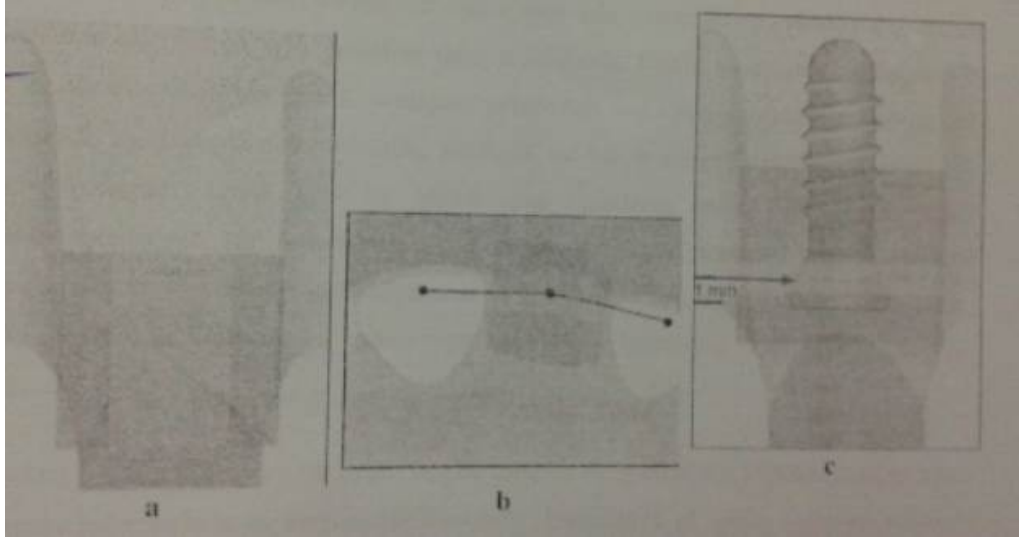
Doğru estetik sonuca varabilme adına implantın 3 boyutlu olarak doğru pozisyonlandırılması çok önemli noktalardan biridir. Doğru 3 boyutlu pozisyon implantın destekleyeceği planlanmış restorasyona bağlıdır. İmplant omuzunun pozisyonu implant ve önerilen restorasyon pozisyonu arasındaki ilişkiyi sağlar, çünkü bu pozisyon en yumuşak doku ve en sert doku cevabını etkileyecektir.

Meziodistal boyutta tehlikeli alanlar komşu kök yüzeyine yakın yerleşmiştir. Bu tehlike alanı şekil 12a'da görüldüğü gibi 1-1,5mm genişliğindedir.

Papilla yüksekliğindeki azalmanın sebeplerinden biri interproksimal kret yüksekliğindeki kayıptır. Bu ayrıca restoratif problemler oluşturur. Zayıf embraşür şekilleri ve çıkış profilleri restorasyonların uzun kontakt alanlarına sahip olmasıyla sonuçlanır.

Orafasiyal boyutta implant omuzu ideal alana (ideal çıkış noktasından ölçüldüğünde yaklaşık 1,5-2mm genişliğindedir) yerleştirilmelidir. Tehlikeli alanlar ideal alanın fasiyal ve palatinal kısmına denk gelirler(175) (Şekil 12b). Fasiyal tehlike alanı implant çok fazla fasiyalde yerleştirildiğinde karşımıza çıkar.

Kronoapikal boyutta ideal alan yaklaşık 1mm'lik dar bir alandır. Şekil 12c'de görüldüğü gibi ideal olarak implantın boynu kontralateral dişin mine-sement sınırının 1 mm apikalinde pozisyonlandırılmalıdır. Eğer daha alt ya da üstündeki tehlikeli alanlara yerleştirilirse istenmeyen fasiyal kemik kaybı ve ardı sıra gingival çekilmeye neden olunabilir. İdeal olarak implant omzu restorasyonun midfasiyal gingival marjininin yaklaşık olarak 2 mm apikalinde yerleştirilir(176,177).



Şekil 12 a: Üst anterior bölgeye yerleştirilen tek diş implantın doğru pozisyonları
a: mesiodistal boyutta doğru pozisyon. b: orofasial yönde doğru pozisyon. c: kronoapikal yönde doğru pozisyon. Güvenli alanlar yeşil ile gösterilmektedir. Kırmızı ile gösterilen alanlar ise tehlikeli bölgeleri tanımlar(81).

3.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizleri ve Sonlu Elemanlar Yöntemi

Ağız içi ve çevresindeki yapılar fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır (178). Biyomekanik araştırmaların amacı stomatognatik sistem üzerine etkili mekanizmaların biyolojik ve fiziksel parametrelerle ilgili olup olmadığının tespiti ve biyomekanik açıdan optimal bir prototip planlama yapılabilmesi için gerekli olan verilerin elde edilmesidir (179,33,37)

Doğal diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, operasyon sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, optimal tasarımlar için gerekli şartları belirlemek amacıyla günümüzde aşağıdaki analizler kullanılmaktadır.

3.10.1 Kırılğan Vernik Tekniğiyle Kuvvet Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik model üzerine sürülerek fırınlanır daha sonrada modele kuvvet uygulanarak gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğunlaştığı kısımlarda izlenen çatlaklar kuvvet hattının doğrultusunu gösterir. (180,32)

3.10.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem geometrik şekilli yapıda olmayan cisimlerde kuvvetin akışının gözlemlenmesi için kullanılır.

3.10.3. Gerilimölçer İle Kuvvet Analizi

Yük altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişiklikleri gerilimölçer ile saptanır. Bu yöntem kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler. (32,181).

3.10.4 Holografik İnterferometri Yöntemi

Bu yöntem optik bir tekniktir. Lazer ışını kullanılarak cismin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilir. Kuvvet analizinde ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri aleti kullanılır (32,181).

3.10.5 Termografik Kuvvet Analizi

Cismin içinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişiklikleri bu analizde ölçülür.

3.10.6 Radyoteleometri

Bu yöntem bir güç kaynağı, bir alıcı, gerilimölçerler, radyotransmitter, gerilimölçer amplifiyeri, anten ve bir veri kaydedici kullanılarak bilgisayar donanımlarından bağımsız olarak yapılır.

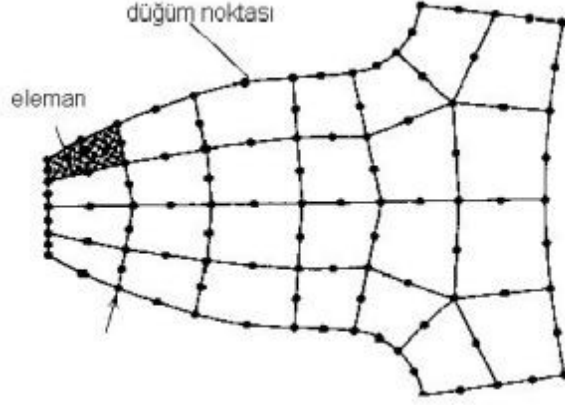
3.10.7 Sonlu Elemanlar Yöntemi

Doğadaki her olay çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Kesin sonucun zorlukla elde edildiği veya hiç elde edilemediği durumlarda sonlu elemanlar yöntemi kullanım alanı bulmaktadır. Mühendislik uygulamalarında çeşitli zorluklarla karşılaşılabilir, çünkü mühendislik yapılarının her zaman analitik formülasyona ya da her koşulda denemeye uygun olmaması yapıların çeşitli çalışma koşullarında davranışların anlaşılmasını zorlaştırır. Bu ve benzeri sebeplerden ötürü sonlu elemanlar yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde modellenen yapı tek bir etki altındaymış gibi incelenmektedir (182). Bu metod ilk olarak gerilme analizi yöntemlerinde kullanılmıştır. Uygulamalarda bir büyüklük alanı hesaplanması istenmektedir. Isı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı, stres analizlerinde deplasman alanı veya stres alanı, akışkanlarda ise akım fonksiyonu yada hız potansiyeli fonksiyonu olarak belirlenir (183,184).

Turner ve arkadaşları sonlu elemanlar yöntemini stres analizi yapmak için ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında kullanmışlardır. 1960'ta ise Clough bu yöntemi adlandırmıştır (185). Daha sonraki zamanlarda bu yöntem tüm mühendisli alanlarında benimsenmiş ve 70'li yıllardan itibaren dış hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır.

Kompleks işlemlerin parçalara ayrılarak basitleştirilmesi ve her parçanın kendi içinde çözülmesi ile tam bir çözümün bulunması sonlu elemanlar metodunun şekli olarak tanımlanabilir (183). Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (örneğin üst çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin

güçlüğü nedeniyle hesaplaması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere bölünmesidir. Bu geometrik birimlere “eleman”, elemanlara bölünmüş geometrik cisimlere “matematiksel model”, ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “düğüm” adı verilir. (186, 185) (Şekil 16).



Şekil 13. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (187).

Her bir eleman üzerine yük etmesiyle üzerlerinde kendilerine özgü deformasyonlar olur. Bu defarmosyanlar sonucunda da stres ve gerinim oluşur. Tüm elemanlardan alınan sonuçlar ile sistemin defarmasyonunun ve streslerin toplamı bulunur. Böylece sistem içi ve dışı kuvvetlerin denge hali tanımlanmış olur.

Her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınır ve bu kombinasyon komşu elemanlarda devam eder. Bu yöntemin gerçekçi sonuç vermesi için kullanılacak eleman sayısı yeterli olmalıdır, ancak eleman sayısının artması çözülecek denklem sayısını artırdığından bilgisayar sistemleri kullanılması zaruri hale gelmektedir. Sonlu elemanlar metodunun temel fikri sürekli fonksiyonlar ile temsil etmektedir. Bunun anlamı bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (örneğin deplasman) değerinin, o elemanın düğümlerdeki değerleri kullanarak hesaplanmasıdır(184). Bu nedenle sonlu elemanlar yönteminde bilinmeyen ve hesaplanmak istenen değerler düğümdeki değerlerdir.

Kayabaşının çalışmalarına göre sonlu elemanlarla çözüm yapılırken temel adımlar aşağıdaki gibidir.

- Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,
- İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- Eleman direngenlik matrisinin oluşturulması,
- Sistem direngenlik matrisinin hesaplanması,
- Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması,
- Sınır şartlarının belirlenmesi ve uygulanması,
- Sistem denkleminin çözümü

Tüm bu işlemlerin hızlı bir şekilde yapılabilmesi için bilgisayar programları kullanılmalıdır. Problemin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler

aşağıdaki gibidir (33).

- Analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatlar,
- Uygun eleman tipinin seçimi,
- Geometrinin elemanlara bölünmesi,
- Modeli oluşturan materyalin özellikleri,
- Modele uygulanan dış etkenler,
- Geometrinin sınır şartları
- Analizin tipi

Böylece bilgisayarda çok sayıda denklem çözülür ve her düğümde oluşan stresler ve yer değiştirmeler hesaplanmış olur.

3.10.7.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları (182,32,181,188,184);

- Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
- Karmaşık geometriye sahip cisimlere modellenebilir.
- Gerçeğe yakın modeller yazılımlar aracılığı ile oluşturulabilir.
- İstenilen sayıda malzeme ile farklı modeller yapılabilir.
- Gerilme dağılımları ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrinin kolayca değiştirilmesi sayesinde analiz basitçe ve tekrarlatılabilir olarak yapılabilir.
- Sınır şartları kolayca uygulanır.
- Değişik malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez.
- Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
- Tek bir model ve bilgisayar programı ile birçok problem çözülebilir.
- Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
- Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz.

Dezavantajları (181,182,33);

- Canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik daha sonra plastik deformasyon gösterirler ancak bizim yöntemimiz lineer elastik bir stres analizidir. Dış hekimliğinde kullandığımız kuvvet miktarları ancak elastik deformasyon oluşturabilecek sınırlar içerisinde.
- Hesaplanan değerler kesin olarak alınmamalı, yükleme altında yapıların gerilme altındaki stres dağılımları değerlendirilmelidir. Bu metot aşağıda belirtilenler ölçüsünde doğru sonuç verir.
 - Doğru bir temel teori kullanımı
 - Doğru fiziksel ve deneysel verilerin donanımı
 - Doğru sonlu eleman veri seçimi

- Doğru sayısal giriş verilerinin kaydedilmesi,
- Doğru bilgisayar kodunun çalıştırılması,
- Sayıların çokluğu: Analiz sırasında koordinatların, eleman ve bağlantıların belirlenmesi sırasında çok titiz davranılmalıdır.
- Maddi destek gereksinimi: Bu metodun uygulanabilmesi için bilgisayara, yazılım için maddi desteğe ve analiz programlarının kullanılması için de uzmana ihtiyaç duyulmaktadır.

2.11 Stress Analizinde Kullanılan Teknik Terimler

Stres analizindeki teknik terimlerin tanımlanması ve açıklanması konunun anlaşılması açısından önemlidir.

3.11.1 Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye **Kuvvet** denir.

3.11.2 Gerilme (Stres)

Birim yüzeye düşen yük miktarı olarak tanımlanabilir. Gerilme vektörü, incelenen kesit yüzeye dikey etkiyorsa, bu gerilmeye *normal gerilme*, gerilmenin kesit düzleminde olması halinde oluşan gerilmeye ise *kayma gerilmesi* denmektedir. Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Yüzeyde oluşan gerilme değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetlerin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir. (189). İnan'a göre stres formülü şu şekilde hesaplanır;

$$Stres = \sigma = \frac{F}{A}$$

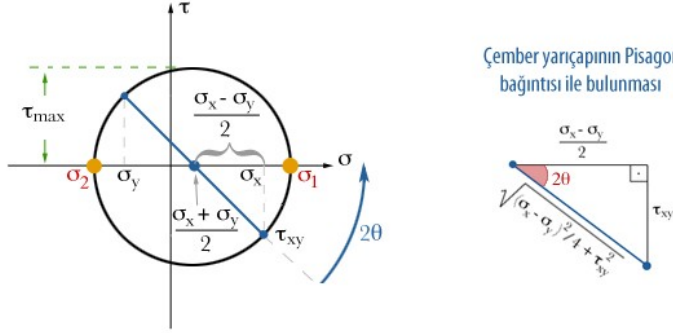
Stresin birimi SI'ya göre N/m²'dir. Diş hekimliği konusundaki araştırmalarda incelenen boyutlar genelde mm cinsinden olduğu için gerilme birimi megapascal olarak tercih edilir.

Cisimler üzerinde karmaşık stres oluşmasının nedeni her yönden ve açıdan üzerlerine kuvvet uygulanmasıdır. Bir cisme etkileyen kuvvetlerin oluşturduğu stresler 3 grupta toplanabilir. Bunlar çekme (tensile), basma (compressive) ve kayma (shear) stresleridir (189).

3.11.3 Mohr Çemberi ve Asal Eksenler

İki boyutta yatay eksende normal gerilmeleri, düşey eksende makaslama gerilmelerini kullanarak gerilme durumunu merkezleri yatay eksen üzerinde olan,

birbirine teğet yan yana iki çember ve bu çemberleri içine alan ve yatay eksen üzerinde iki ayrı noktada ikisine de teğet olan üçüncü çember ile gösteren grafik. Bu grafik tasvir sistemi, 1982 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiş ve kendi ismi ile adlandırılmıştır (189)(Şekil 17).



Şekil 14. Mohr Çemberi

θ derecelik bir eksen dönüşümünün Mohr çemberi üzerinde 2θ ile gösterildiğini önceki konu başlığında belirtmiştik. Bu nedenle asal gerilim değerlerine ulaşabilmek için, yani çap çizgisini x-ekseni üzerine taşıyabilmemiz için, Mohr çemberinin çapının gösteren mavi çizgiyi saat yönünde 2θ kadar döndürmemiz gerekiyor. Pisagor bağıntısından faydalanarak (yukarıda, sağdaki resim), 2θ değerini aşağıdaki şekilde ifade edebiliriz:

$$\tan 2\theta = \frac{\tau_{xy}}{\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}} = \frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}$$

Dolayısıyla, bu eşitlik sayesinde, plaka üzerine etki eden $\sigma_x + \sigma_y$ ve τ_{xy} değerlerine bakarak, asal gerilimlere ulaşmak için kaç derecelik bir dönüşüme ihtiyaç duyduğumuzu bulabiliyoruz.

Çemberin merkezinin $(\sigma_x + \sigma_y)/2$ değerine denk gelmesi gerektiğini bir önceki konu başlığında belirtmiştik. Çemberin merkezini gösteren bu değere, yukarıdaki resimde hipotenüsle gösterilen yarıçap uzunluğunu eklediğimizde (ya da çıkardığımızda) asal gerilimlerin değerlerini elde edebiliriz. Çünkü, resimde gösterildiği gibi, asal gerilimler çemberin merkezinden yarıçap uzaklığında bulunuyorlar.

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 / 4 + \tau_{xy}^2}$$

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 / 4 + \tau_{xy}^2}$$

Kesme geriliminin alabileceği en yüksek değer ise, çap çizgisi y eksenine paralel konumlandığında ortaya çıkıyor ve değeri de yarıçap uzunluğuna eşit oluyor. Çemberin yarıçapı, yukarıda Pisagor bağıntısı ile ulaştığımız ifadeye eşit olduğuna göre, bu ifadenin aynı zamanda kesme geriliminin en yüksek değerini vermesi gerektiğini görebiliriz:

$$\tau_{max} = \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 / 4 + \tau_{xy}^2} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

Kesme geriliminin en yüksek değere ulaştığı bu düzlemler asal düzlemlere $2\theta = 90^\circ$ açıyla konumlandıkları için, bu düzlemlerin yönelimi için ayrıca bir ifade yazmamıza gerek yok. Asal düzlemlerin yönelimine $\theta = 45^\circ$ ekleyerek, kesme gerilimlerinin en yüksek değere ulaştığı bu düzlemlerin yönelimini kolayca bulabiliyoruz.

3.11.4 Bileşik Stres Durumu

Gerçek hayatta cisimlere uygulanan kuvvetler tek tipte olmaz. Yük uygulanan yapılarda 3 temel stresin bir arada bulunduğu bileşik stres durumu meydana gelmektedir. Bu durumda herhangi biri diğerlerine daha baskın olabilmektedir. (190, 189).

3.11.5 Hooke Kanunu

Hooke kanunu, bir [maddenin bozunumunun](#), bozunuma sebep olan [kuvvetle](#) yaklaşık [doğru orantılı](#) olduğunu açıklayan [kanun](#). Bu kanuna uyan maddelere *lineer elastik maddeler* denir.

Hooke kanunu [17. yüzyıl](#) İngiliz fizikçisi [Robert Hooke](#)'un ardından isimlendirilmiştir. Hooke, kanununu 1670'de Latince bir [anagramla](#) yayımlamış, 1678'de ise çözümünü vermiştir: *Ut tensio, sic vis* (Türkçe anlamıyla *Ne kadar uzanım, o kadar kuvvet*) Hooke kanununa uyan sistemlerde uzanım

miktarı [ağırlığa](#) lineer bağlıdır. Bu bağıntı şu biçimde ifade edilebilir:

Eksi (-), hareketin yönünü belirtir. Burada,

x , çekilen durumun sistemin denge durumuna olan uzaklığı (genellikle [metre](#) cinsinden)

F , sistemin denge durumuna ulaşmak için uyguladığı kuvvet (genellikle [Newton](#) cinsinden) ve k , kuvvet sabiti veya yay sabiti olarak tanımlanır.

3.11.6 Poison Oranı

Cismin enindeki kısalmanın boyundaki uzamaya oranıdır.

$$\nu = \frac{\epsilon_x}{\epsilon_y} = \frac{\Delta X}{\Delta Y}$$

Poison oranı teorik olarak sınırlara sahiptir. Buna göre -1den büyük 0,5ten küçük olmalıdır. Ancak pratikte negatif poison oranına sahip malzemelere çok nadir rastlanılmaktadır. Metallerde 0,25 ile 0,35 arasında değişmektedir. Negatif değer ancak mutlak değer içinde kabul edilir (189).

3.11.7 Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Young modülü, özünde, bir miktar elastik gerinim yaratabilmek için malzemeye uygulanması gereken gerilim miktarını ifade ediyor. Dolayısıyla, bu sabiti malzemenin elastik esnemeye karşı gösterdiği direncin bir ölçüsü olarak da değerlendirebiliriz. Bir malzemenin yüksek bir Young modülüne sahip olması, elastik olarak esnemesinin zor olduğunu, düşük bir değere sahip olması da nispeten kolayca, elastik biçimde esneyebileceğini gösteriyor.

Elastisite Modülü (E) = Normal Gerilme (σ) / Birim Uzama (ϵ)

3.11.8 Gerinim (Strain Şekil Değiştirme)

Gerinim, yük altındaki bir malzemenin, yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade ediyor. Burada kullanılan anlamıyla şekil değişimi biçimsel bir değişimi değil, daha ziyade şekildeki niceliksel bir

değişimi ifade ediyor. Dolayısıyla gerinim, bir malzemedeki şekil değişimini matematiksel olarak ifade edebilmemizi sağlıyor. Bu kavramı daha rahat anlayabilmek için ufak noktacıklardan oluşmuş bir cisim kafamızda canlandıralım. Şekil değişimi sonrasında cisimde oluşan gerinimi, bu noktacıkların kuvvet uygulanmadan önceki konumlarına kıyasla ne kadar yer değiştirdiklerinin matematiksel ifadesi olarak düşünebiliriz(96,189).

3.11.9 Ortotropik, İzotropik ve Transversal İzotropik Malzemeler

3 asal eksen yönünde farklı özellik gösteren malzemelere ortotropik, benzer özellik gösterenlere ise izotropik denir. 3 asal eksen üzerinden ikisi üzerinde benzerlik gösterenlere is transversal izotropik denir.

3.12 Kırılma Hipotezleri

İncelenen cismin veya malzemenin hangi durumlarda kırılacağıın bilinmesi gerekmektedir. Bu nedenle incelenen cisimler üzerinde çeşitli deneyler yapılmaktadır. Tek eksenli incelemeler kolay fakat 2 ve 3 eksenli incelemeler zor deney teknikleri gerektirmektedir. Bu zorluklardan dolayı araştırmacılar kırılma hipotezleri geliştirmişlerdir. Malzeme türüne ve zorlama tipine göre hipotezleri 3 ana grupta toplayabiliriz.

- Gerilme Hipotezleri
 - Maksimum Normal Gerilme Hipotezi
 - Maksimum Kayma Gerilme Hipotezi
 - Mohr-Coloumb Kayma Gerilmesi Hipotezi
 - Durucker-Prager Kriteri
- Şekil Değiştirme Hipotezleri

- Enerji Hipotezleri
- Von-Mises Kriteri

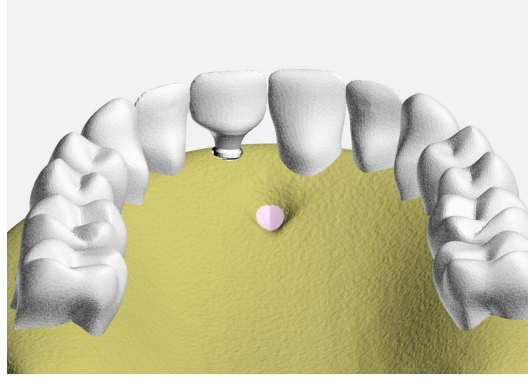
Gerilme Hipotezlerinde kırılmanın nedenini sınır değeri aşan gerilme değerleri olduğu kabul edilmektedir. Şekil değiştirme hipotezlerinde kırılmanın, maksimum birim uzama veya maksimum açı değişiminin belirli bir sınıra ulaştığında meydana geldiği kabul edilir. Enerji hipotezlerinde ise, cisimdeki şekil değiştirme enerjisinin belirli bir sınır değeri aştığında kırılmanın başladığı kabul edilir(189).



4.GEREÇ VE YÖNTEM

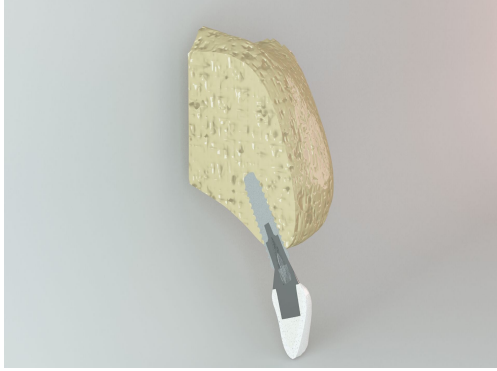
Bu çalışma Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ile Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü ve Ay Tasarım Ltd. Şti işbirliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda maksiller anterior bölgede bulunan tek implant üzerine, anatomik kısıtlamalardan dolayı 0° ve 25° derece olmak üzere iki farklı açıda hazırlanmış titanyum ve zirkonyum abutmentler ve üzerine gelen zirkonyum altyapılı porselen krona kesme ve çiğnemeyi temsil eden iki farklı açıda kuvvet uygulanmış ve her modellemede implantta, abutmentte, kemik dokuda ve krona oluşturan stress dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

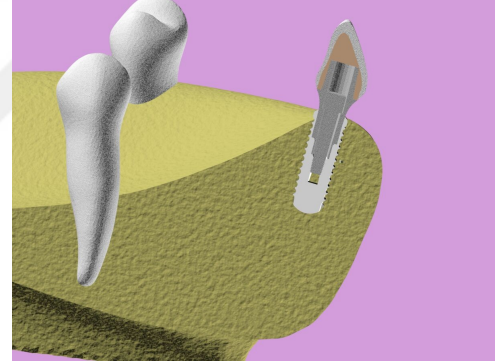


Şekil 15: 3 Boyutlu Maxilla Modeli

Bütün matematiksel modeller MSC Patran 2005 sonlu elemanlar paket programı kullanılarak analiz edilmiştir.



Şekil 16: 3 boyutlu implant Modeli



Şekil 17: 3 Boyutlu Model

Çalışmamızda Straumann Dental Implants System tarafından üretilmiş 4.1x10 mm'lik implant kullanılmıştır.

Abutment olarak Straumann Dental System tarafından üretilmiş standart titanyum abutment ve yine Straumann Dental System tarafından üretilmiş CARES Zirkonia abutment kullanılmıştır.

Çalışmamızda kron olarak her modelde Degudent Gmbh tarafından üretilen ytrium oxide ile stabilize edilmiş Cercon Base zirkonyum altyapı materyali ve Elephant Dental tarafından üretilmiş Sakura Feldspatik porseleni kullanılmıştır.

4.1 Modellemelerin Oluşturulması

Analizlerde kullanılacak materyallerin bilgisayar modellerinin oluşturulması için 3D

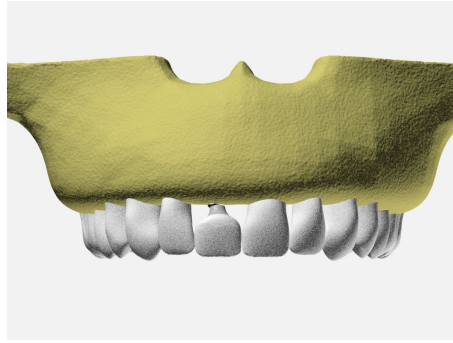
Max 5 (AutoDesk,Inc,MA,USA) üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanıldı.

4.1.1 Üst Çene Modelinin Sayısallaştırılması

Tek santral diş eksikliği bulunan üst çene modeline tarama sırasında rehber olacak işaretler eklendi ve model üç boyutlu sayısallaştırma cihazı ile (optoScan, Breuckman) ile tarandı. Maksiller anterior ve premolar bölgede; yeterli dayanıma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşan Tip 3 kemik bulunmaktadır (70). Bu nedenle çalışmada, Lekholm ve Zarb' ın(48) kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada yer alan homojen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde maksiller kemik oluşturuldu. Kortikal kemiğin kalınlığı 0.75 mm olarak belirlendi



Şekil 18: Üç Boyutlu sayısallaştırma cihazı (optoScan Breuckman)



Şekil 19: Maxilla Analiz Modeli

4.1.2. Dental Implantın Sayısallaştırılması

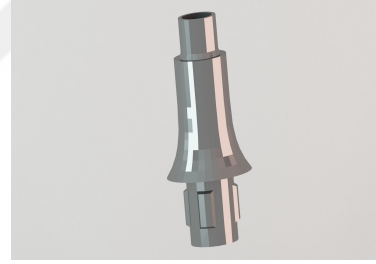
Üst çene modelinin taranmasında kullanılan aynı teknik burada da kullanıldı. Üretici firmadan temin edilen implant ve tanıtım amaçlı kullanılan 10X ölçeğindeki model 3 boyutlu tarama cihazı ile analiz edilerek sayısallaştırıldı.



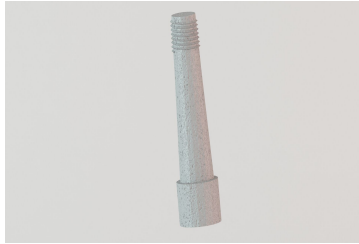
Şekil 18: Dental İmplant Modeli

4.1.3 Abutment Modellerinin Hazırlanması

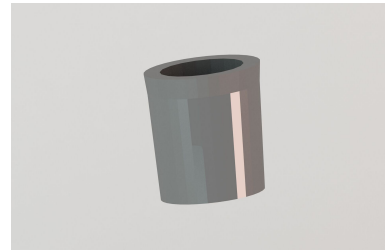
İmplant ile 0° ve 25° yapacak şekilde prepare edilen titanyum ve zirkonyum abutment ve zirkonyum abutmentte kullanılacak base abutment üretici firmadan temin edilerek bağlantı vidalarıyla beraber 3 boyutlu tarama cihazı ile sayısallaştırıldı.



Şekil 19: Abutment Modeli



Şekil 20: Abutment Vidası Modeli
Base Modeli



Şekil 21: T-

4.1.4 Zirkonyum Altyapılı Kronun Modellenmesi

Hazırlanan abutmentlerin üzerine gelecek kronun hazırlanması için, daha önce taranmış olan santral diş formunda zirkonyum altyapı sayısallaştırılma işlemi yapıldı. Bunun üzerine estetik görüntüyü arttıracak feldspatik porselen ekleme işlemi yapıldı.



Şekil 22: Zirkonyum Altyapı Modeli



Şekil 23: Zirkonyum Altyapı Porselen Modeli

4.2 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Materyallerin Özelliklerinin Belirlenmesi

Çalışmamızda kullanılan her materyalin mekanik özellikleri, dolayısıyla kuvvetlere verdikleri tepkiler farklıdır. Her malzemenin elastisite modülü ve poisson oranları literatürde yapılmış çalışmalardan elde edildi. Mukoza dokusunun elastisite modülü ve poisson oranının çok düşük olması nedeniyle mukoza modellenmemiştir.

Tablo 6: Kullanılan materyallerin Elastisite ve Poisson Oranını gösterir tablo

--	--	--	--

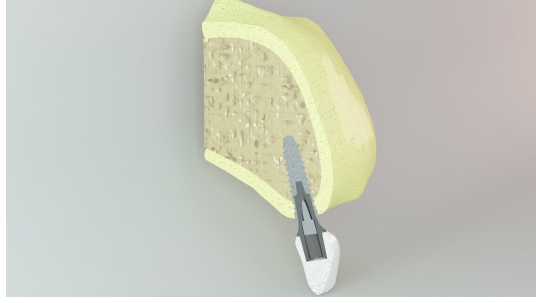
Materyal	Elastisite Modulu, E (MPa)	Poisson Oranı, ν	Referans
Kortikal Kemik	148000	0,3	Holmes ve Loftus, 1997
Trabekuler Kemik	1850	0,3	Akca ve Iplikcioglu 2001
Titanyum Alaşımı	110000	0,35	Sertgoz ve Guvener,1996
Zirkonyum Dayanak	200000	0,31	Metoxit Zirconia Ceramics Document
SBP Alt Yapı Zirkonyum	210000	0,3	De Jager ve ark, 2005
SBP Tabakalama Porseleni	60000	0,265	De Jager ve ark, 2005

4.2.1 Analizde Kullanılan Modellerdeki Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı

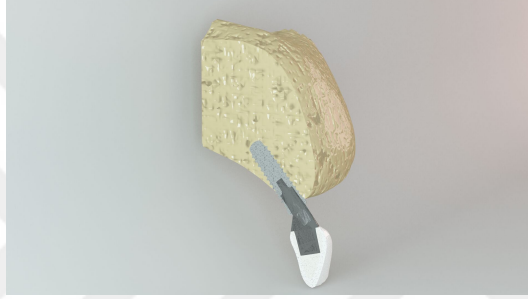
Kullanılan matematiksel modelde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar kullanılmıştır. İmplant üstü kronun matematiksel modellerin eleman ve düğüm sayısı bilgisayar teknolojisinin el verdiği ölçüde en yüksek sayıda tutulmuştur.

4.3 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Modelin Sınır Koşulları

Çalışmada kullanılan matematiksel modelin klinik koşullara en yakın durumda olması amacıyla modelin sınır koşulları bölgenin anatomik yapısına uygun olacak şekilde her üç düzlemde sıfır serbestlik derecesiyle sabitlendi.



Şekil 24: Dik açılı Abutment Modeli



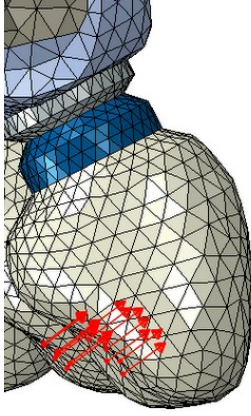
Şekil 25: 25 derece Açılı Abutment Modeli

4.4 Sonlu Elemanlar Analizinde Uygulanılan Kuvvetler

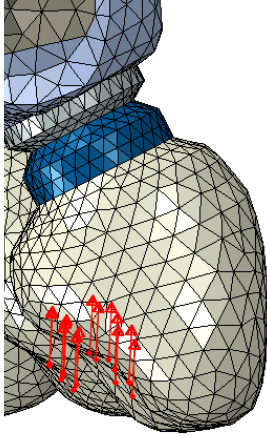
Çalışmada, iki farklı ısırma kuvveti uygulandı. Bu kuvvetler; implantın uzun eksenine doğrultusuna dik olan yatay ısırma kuvveti (kesme kuvveti F_y) ve implantın uzun eksenine 30 derecelik açı yapan oblik ısırma kuvveti (F_o çiğneme kuvveti)'dir. Oblik yük miktarı 178 N (toplam 534 N) ve horizontal yük miktarı 25.5 N (toplam 76.5 N) olarak 7 ayrı noddan uygulandı(53,54). Bu ısırma kuvvetlerinin büyüklükleri arasındaki oran, Koolstra ve arkadaşlarının çalışmasına göre saptandı.

.....

$$F_y : F_d : F_o = 1 : 3.5 : 7$$



Şekil 26: Çiğneme Kuvveti



Şekil 27. Kesme Kuvveti

4.5 Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Horizontal ve oblik yüklemeler sonucunda oluşan stresler arasında çalışmanın amacına uygun olarak, modellerde meydana gelen en yüksek basma, çekme ve Von Mises stresleri ve dağılımları hesaplandı.

Üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin “sıfır” olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu durumda olduğunda basma ve çekme streslerine asal gerilme (principle stress) denir. Asal gerilme en yüksek, ara ve en düşük olarak 3’ e ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama oluşmaktadır. σ_1 en yüksek çekme streslerini, σ_3 ise en yüksek basma streslerini temsil etmektedir. (83)

Von Mises stresleri; çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresleri, üç asal stres değeri kullanılarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.(83)

$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$ Oluşan streslerin karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için, her stres değerinin farklı renklerle gösterildiği bir değer skalası tanımlandı. Bulguları gösteren tüm görüntülerde; aynı yükleme ve aynı bölgedeki stres değerlerinin incelendiği şekillerde stres değerleri aynı skalayla gösterildi.

Analiz sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılmadı. Bu nedenle çalışmada meydana gelen en yüksek stres miktarları ve dağılımları değerlendirildi.

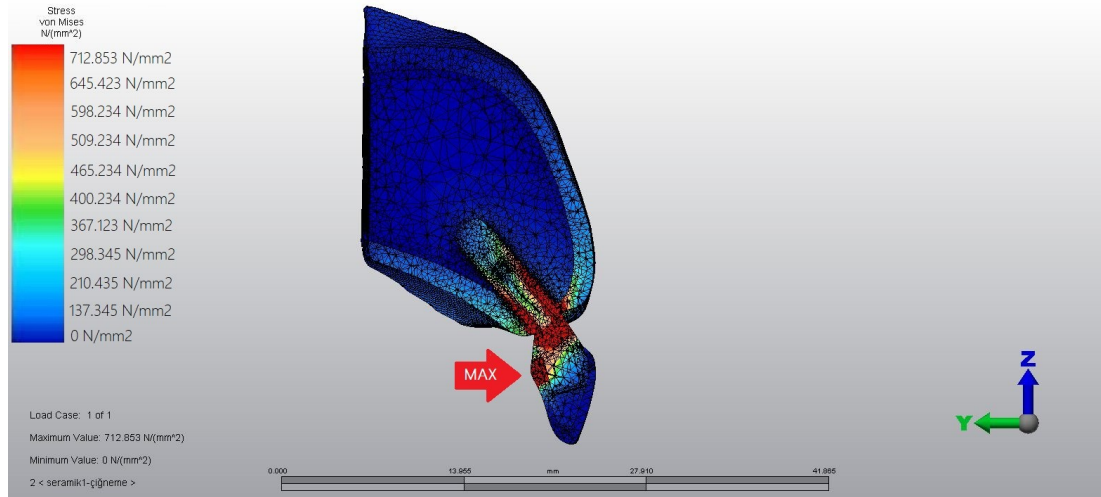
5.BULGULAR

İki ayrı abutment materyalinin, 0° ve 25° olmak üzere iki farklı açıda konumlandığı 4 ayrı modele çığneme ve kesme kuvvetleri uygulanarak toplam 8 farklı modelde analiz yapılmıştır. Her modelde implant, implant etrafındaki kemik,

abutment ve protez modelle beraber kendi içinde analiz edilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen çekilebilir materyaller için Von Mises, kırılğan materyaller için maksimum principle (çekme) ve minimum principle (basma) stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmiştir. Bu sonuçlar daha sonra kullanılan materyallere göre karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olarak gözleendiği alanlarda belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle sunuldu. En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerin yüklenme altındaki dayanımını belirlemek açısından önemlidir. İnsan kortikal kemiğinin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri için 121-135 MPa arasında, basma stresleri için ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemiğin stresler karşısındaki dayanım kapasitesi daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir(119). Titanyumun dayanım kapasitesi (endurance limit) 259.9 MPa olarak bildirilmiştir(121). Zirkonya ise bükülme direnci 900-1.200 MPa arasında değişen yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir(43). Çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin, kullanılan materyallerin dayanım kapasitesini aşmadığı belirlendi.

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan (bilgisayar programında, stres miktarlarını kolay yorumlayabilmek için verilen renk skalası), renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Skalalar aynı yüklenme ve aynı yapı için sabitlenmiştir. Skala renk aralıklarının sabit tutulması şekillerin birbiriyle karşılaştırılmasına imkan vermektedir.



Şekil 28: Sabit Skala ve Skala Aralığının Gösterimi

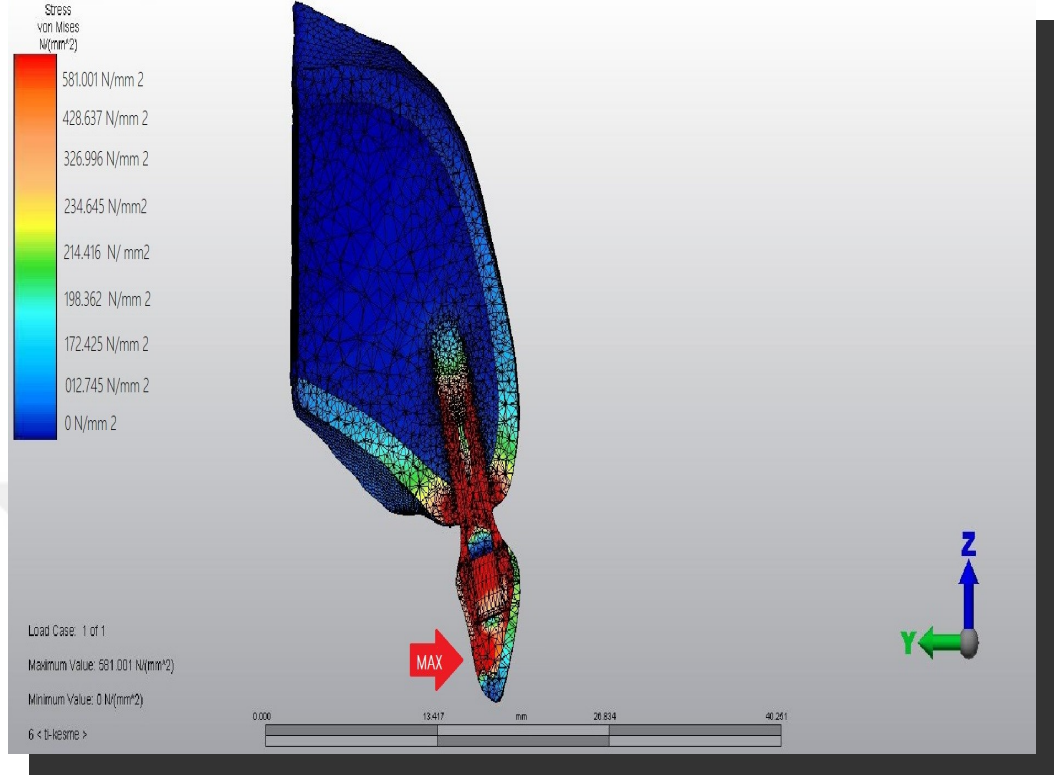
Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, çekme stresleri ve Von Mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır.



5.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Modeller

5.1.1 Model 1) Titanyum Abutment- 0 Derece

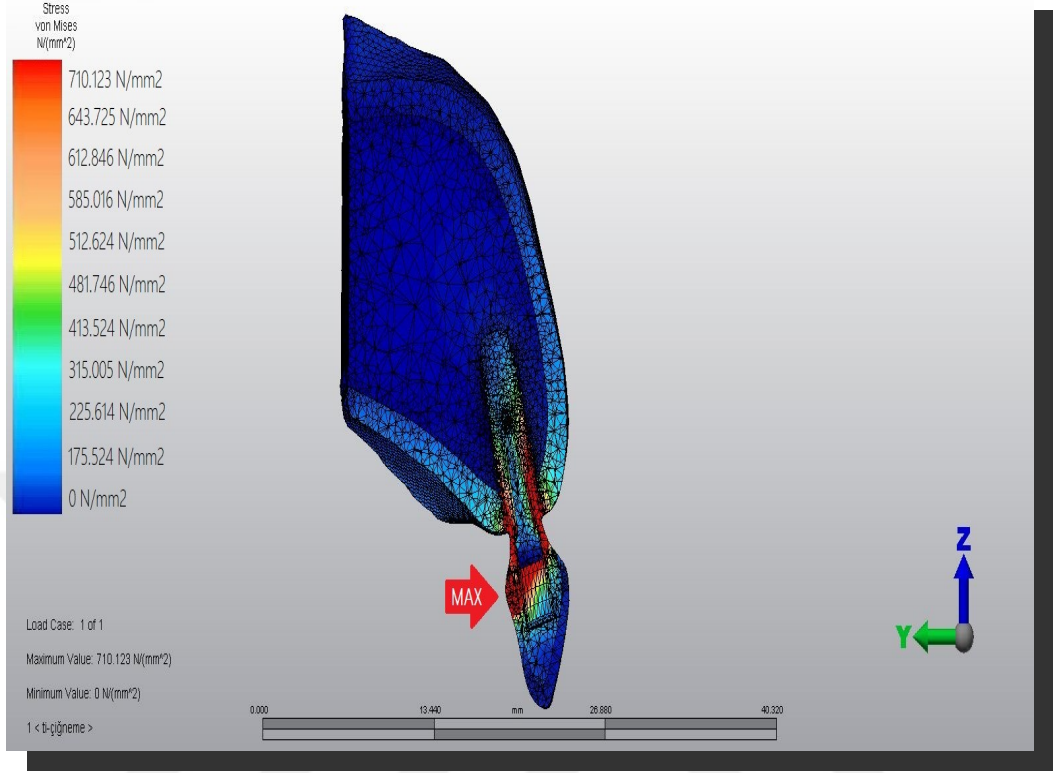
a) Kesme Kuvveti



Şekil 29: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değeri 581.001 N/mm^2 ile implant üstü protezin palatinal yüzünde oluşmuştur. Yine buna yakın stress değerleri abutment ve implantın genel yüzeyine dağılmıştır. İmplant boyun bölgesindeki kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha yoğun streslerin oluştuğu gözlenmiştir.

b) Çiğneme Kuvveti

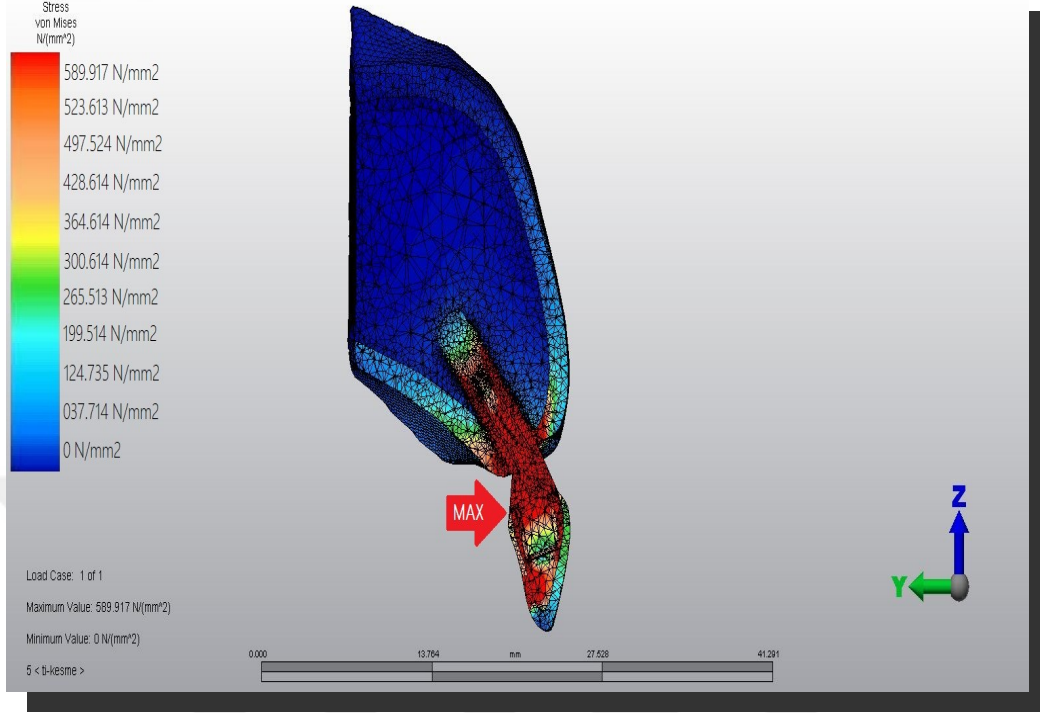


Şekil 30 Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açtığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises değeri implantüstü protezin singulum bölgesinde 710.123 N/mm^2 olarak tespit edilmiştir. İmplantın boyun bölgesinde, kemiğin kortikal bölgesinde stress birikimleri gözlenmiştir.

5.1.2 Model 2 - Titanyum Abutment -25 Derece

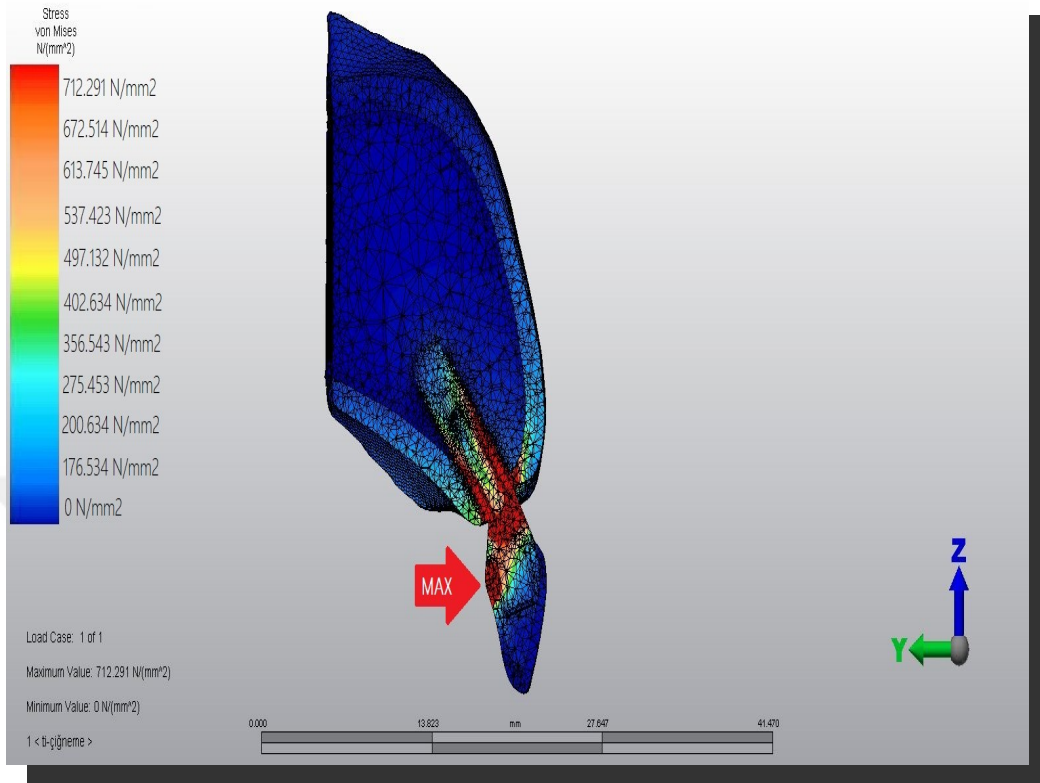
a) Kesme Kuvveti



Şekil 31: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığından oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığından en yüksek von Mises stress değeri 589.917 N/mm² ile implant üstü protezin singulum bölgesinde tespit edilmiştir. Stresin implantın abutmentin ve protezin yüzeyine genel olarak dağıldığı görülmüştür. İmplant boyun bölgesindeki kortikal kemikte stress daha fazla oluşmuştur.

b) Çiğneme Kuvveti

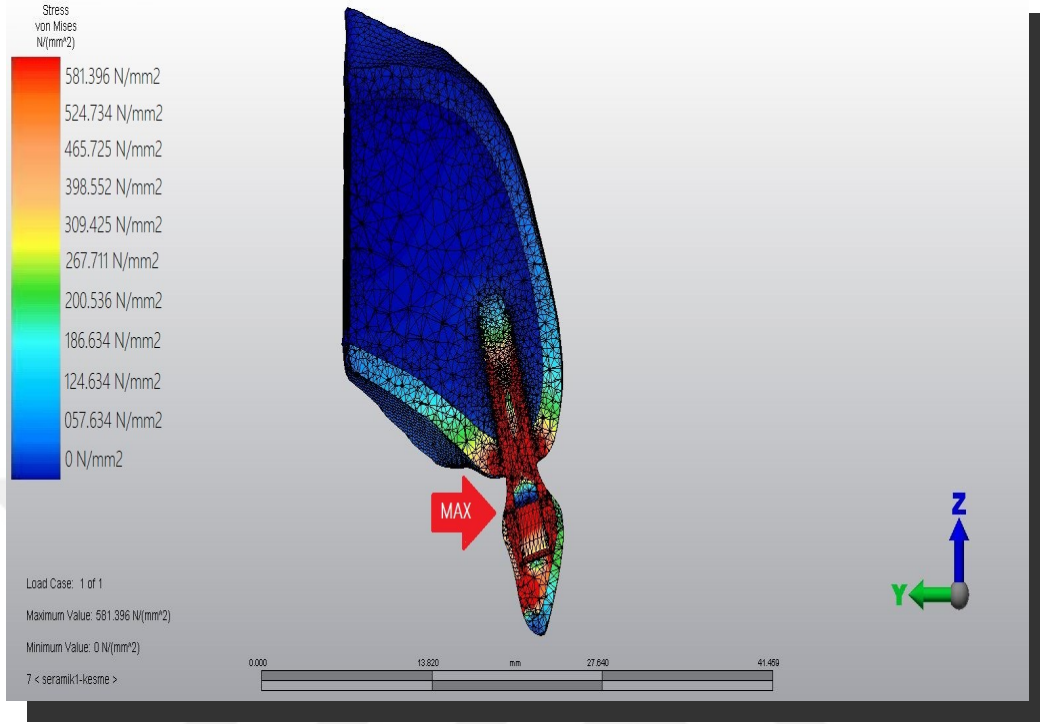


Şekil 32: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değeri 712.291 N/mm^2 ile implantüstü protezin singulum bölgesinde olduğu tespit edilmiştir. İmplantın boyun bölgesinde ve dış yüzeyinde, kortikal kemikte stress yoğunluğu gözlenmiştir.

5.1.3 Model 3) Zirkonyum Abutment- 0 Derece

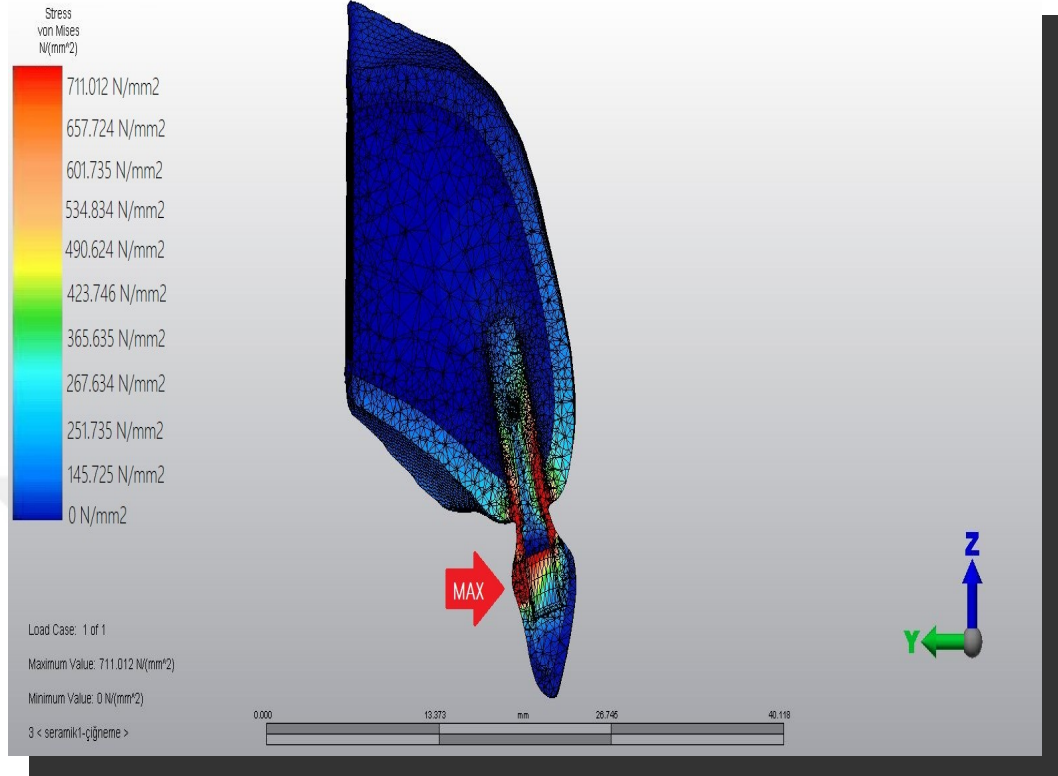
a) Kesme Kuvveti



Şekil 33: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değerinin 581.396 N/mm² ile protezin singulum bölgesinde oluştuğu tespit edilmiştir. Protezin genelinde, implantın bütün yüzeyinde ve implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğun stress oluştuğu gözlemlenmiştir.

b) Çiğneme Kuvveti

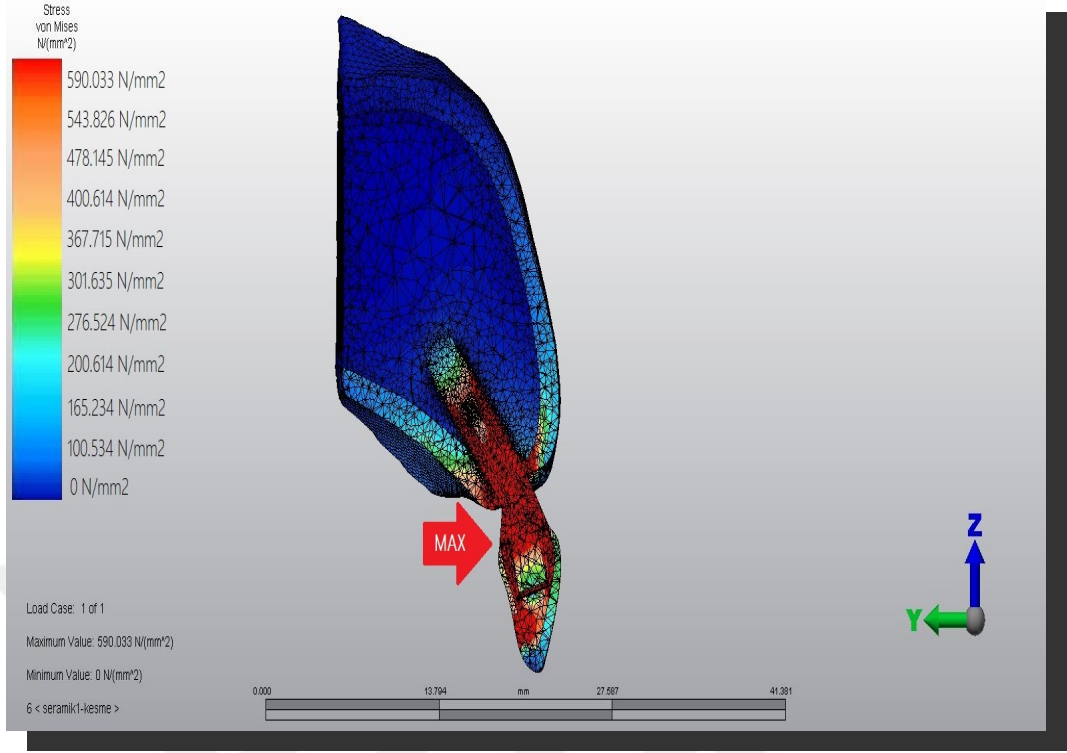


Şekil 34. Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değerinin 711.012 N/mm² ile implantüstü protezin singulumunda olduğu gözlemlenmiştir. Stresin implant boyun bölgesinde ve kortikal kemik etrafında biriktiği görülmektedir.

5.1.4 Model 4 Zirkonyum Abutment-25 Derece

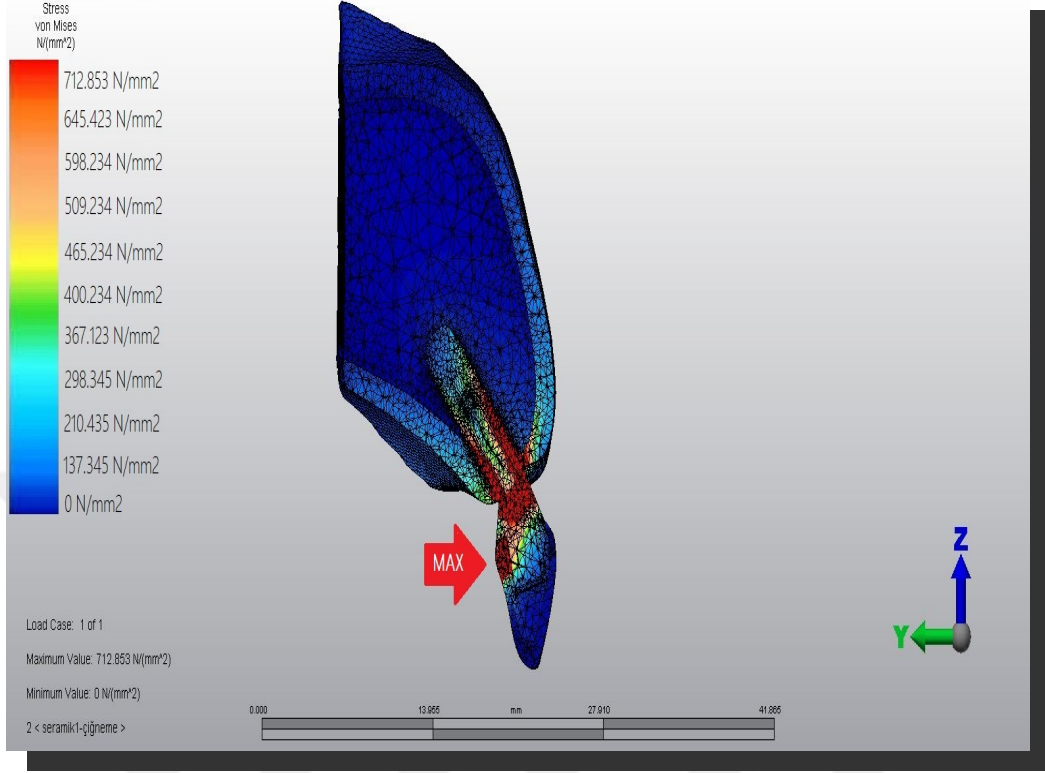
a) Kesme Kuvveti



Şekil 35: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değerinin 590.033 N/mm^2 ile implantüstü protezin singulum bölgesinde oluştuğu tespit edilmiştir. Stresin implanta, kortikal kemiğe, abutment eve implantüstü proteze genel olarak yayıldığı görülmüştür.

b)Çiğneme Kuvveti



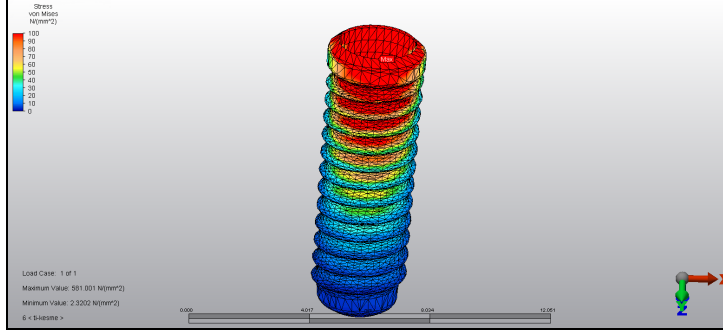
Şekil 36. Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında en yüksek von Mises stress değerinin implantüstü protezin singulum bölgesinde 712.853 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. İmplantın kole ve kemikle yan yüzeylerinde, kortikal kemikte stress birikimleri gözlemlenmiştir.

5.2 İmplant Analizleri

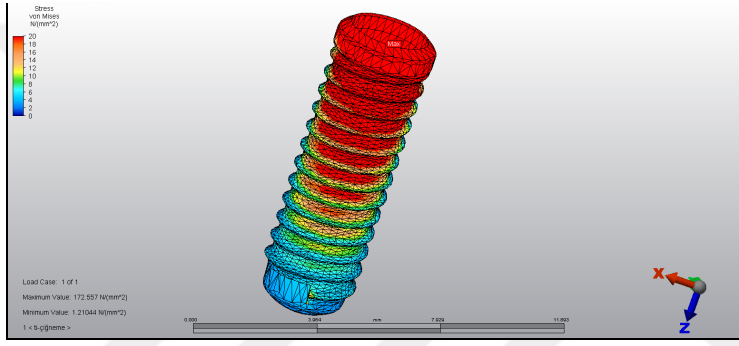
5.2.1 Titanyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 37: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

b) Çiğneme

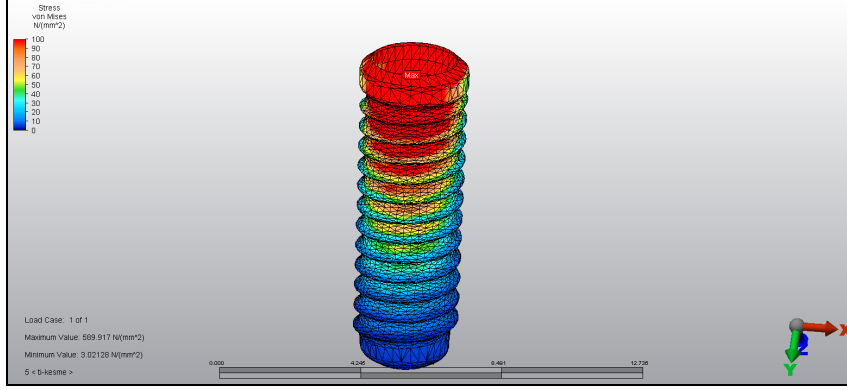


Şekil 38: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 581.001 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 172.557 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

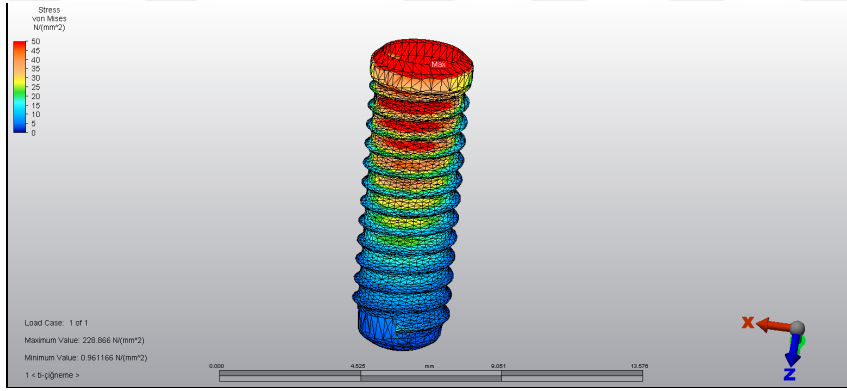
5.2.2 Titanyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 39: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

b) Çiğneme

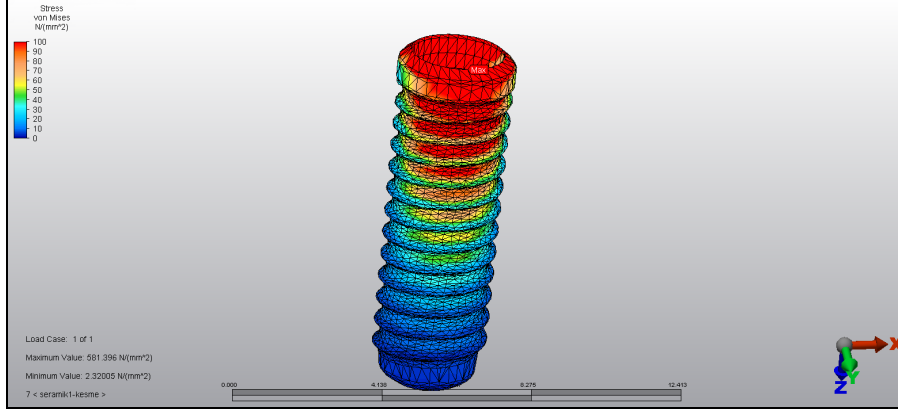


Şekil 40: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında, implant incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 589.917 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 228.866 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

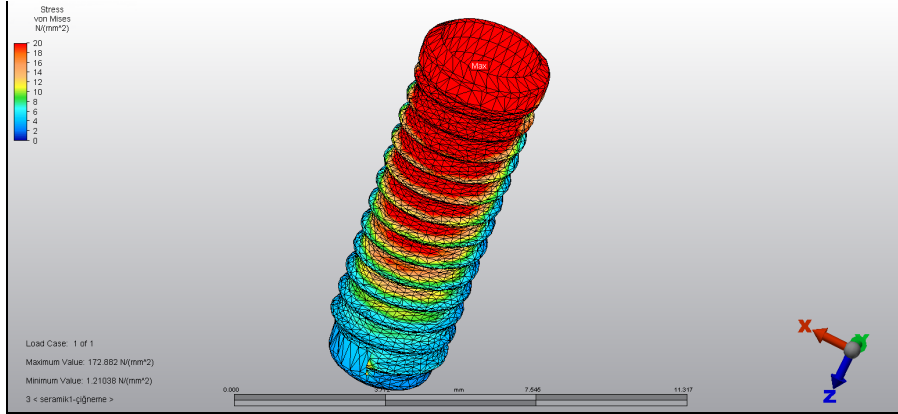
5.2.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 41: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

b) Çiğneme

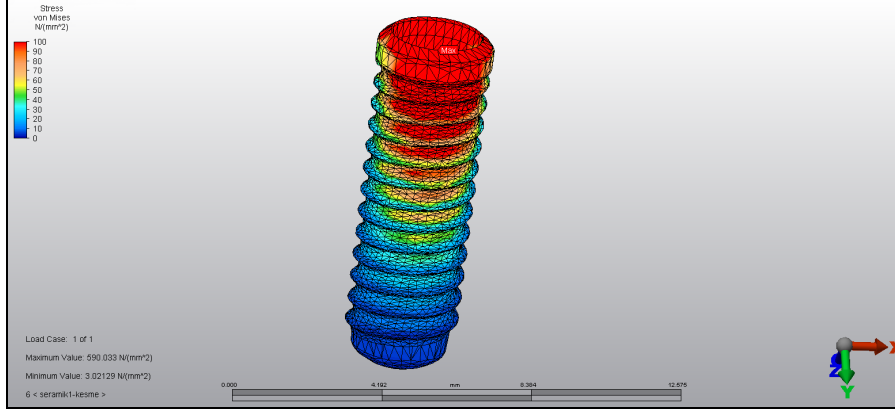


Şekil 42: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 581.396 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 172.882 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

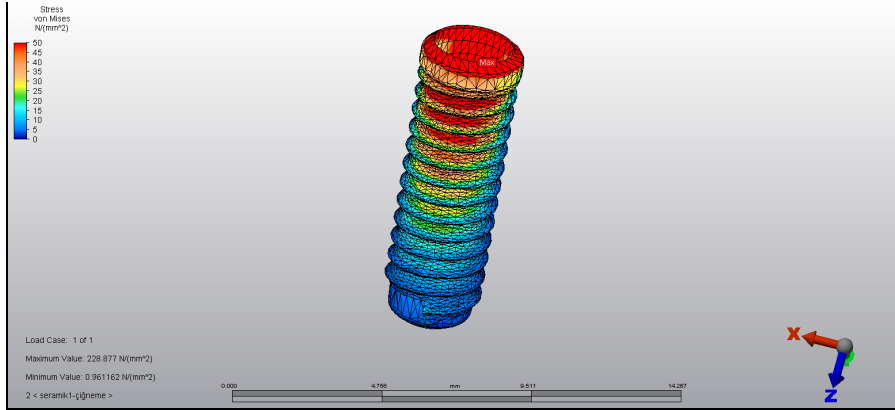
5.2.4 Zirkonyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 43: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

b) Çiğneme



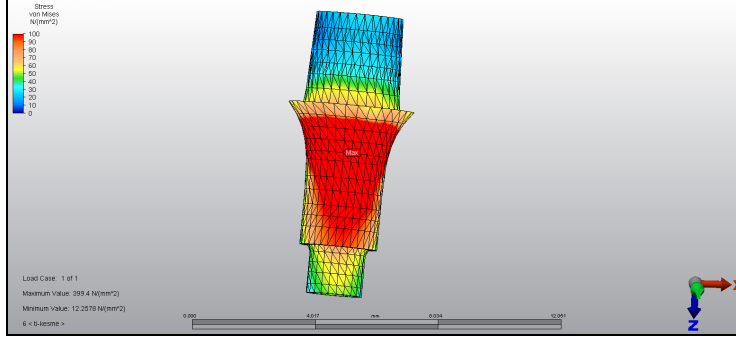
Şekil 44: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 590.033 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında implantta en yüksek von Mises stress değerinin implantın boyun bölgesinde 228.877 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

5.3 Abutment Analizleri

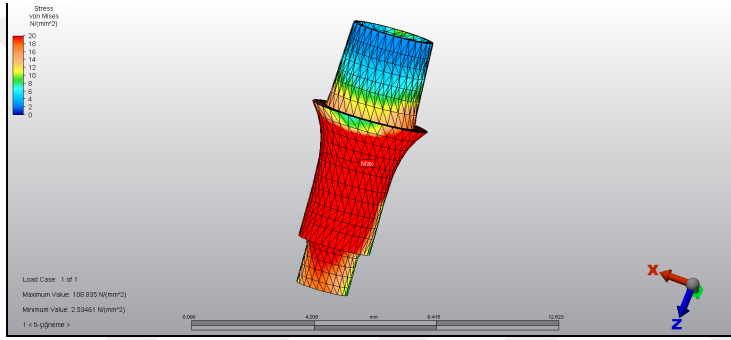
5.3.1 Titanyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 45: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

b) Çiğneme

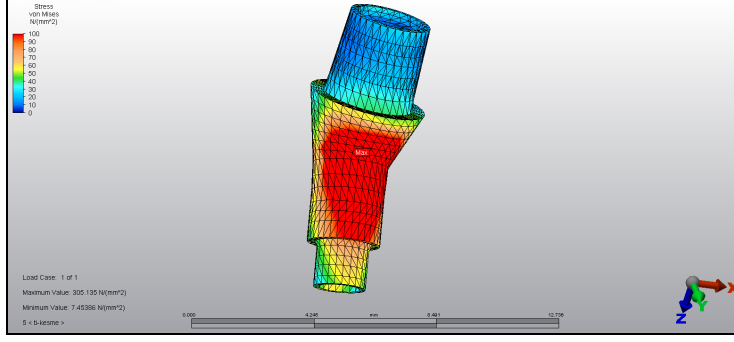


Şekil 46: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövdesinde 399.4 N/mm² olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentta en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövdesinde 108.835 N/mm² olduğu tespit edilmiştir.

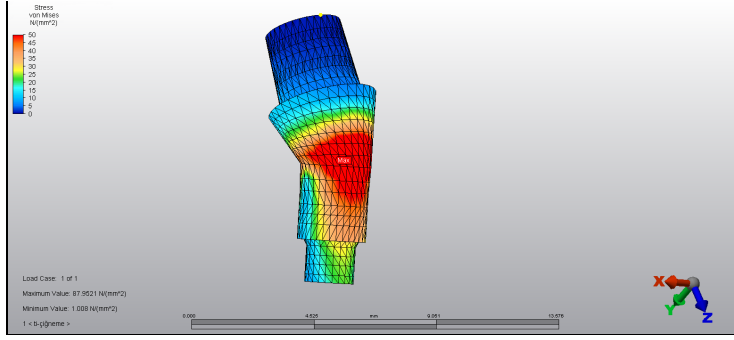
5.3.2 Titanyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 47: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

b) Çiğneme

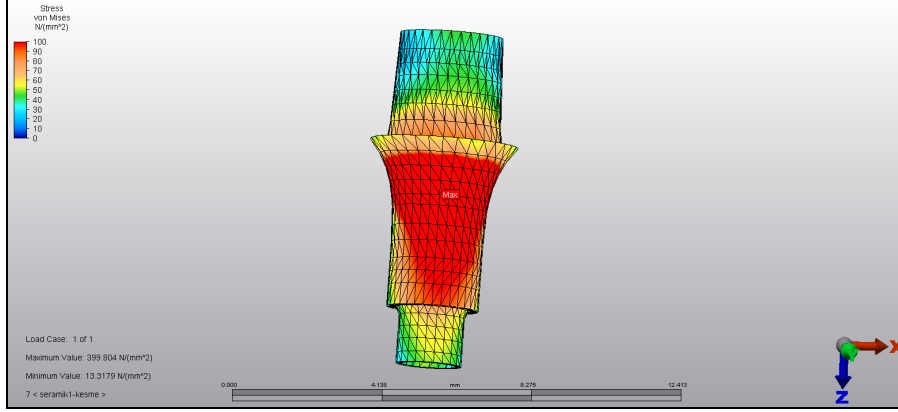


Şekil 48: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövde alt bölgesinde 305.135 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentta en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövdesinde 87.952 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

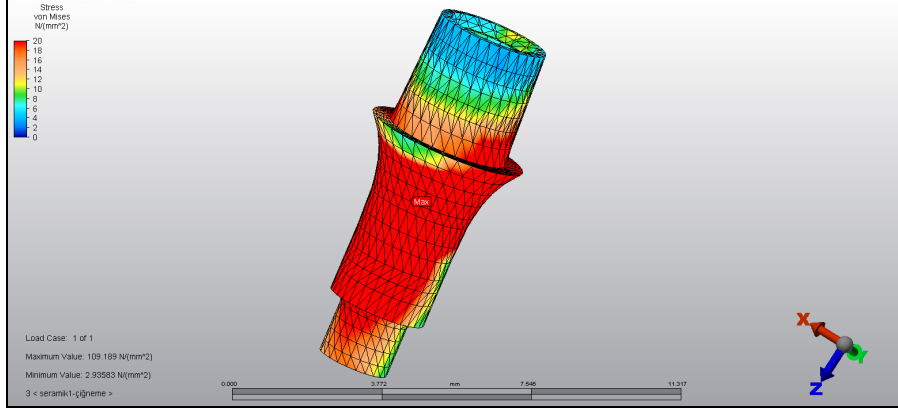
5.3.3. Zirkonyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 49: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

b) Çiğneme

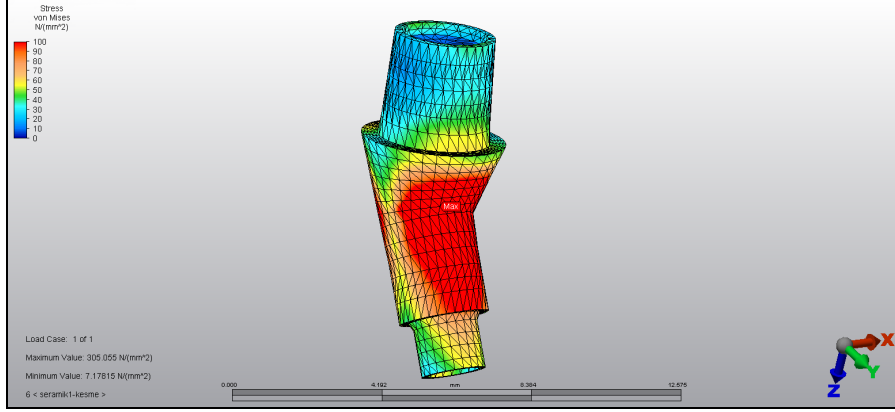


Şekil 50: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövde alt bölgesinde 399.804 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentta en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövde kole bölgesinde 109.189 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

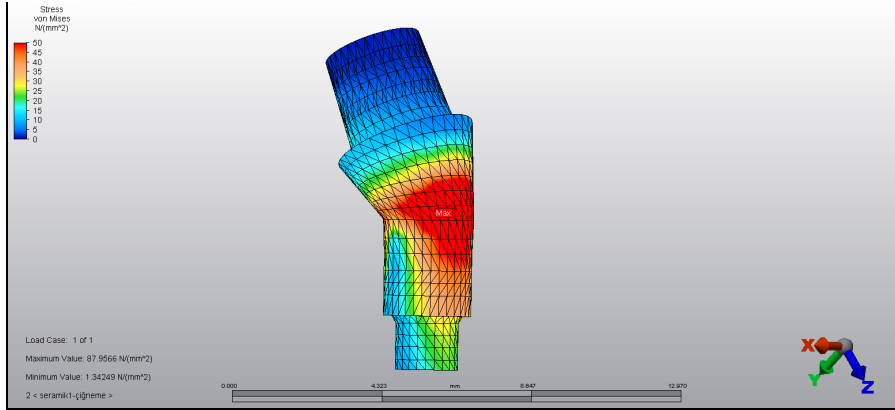
5.3.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 51: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

b) Çiğneme



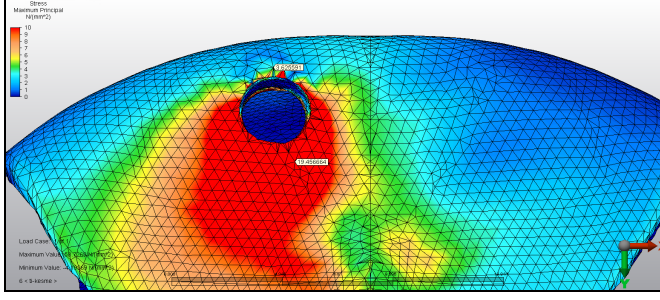
Şekil 52: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutmentte oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövde alt bölgesinde 305.055 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutmentta en yüksek von Mises stress değerinin abutmentin gövdesinde 87.956 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

5.4. Kemik Analizleri

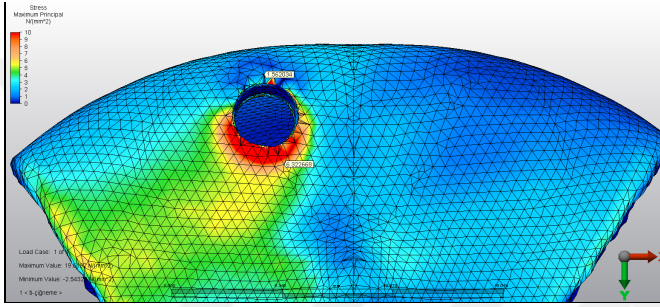
5.4.1 Titanyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 53 : Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

b) Çiğneme

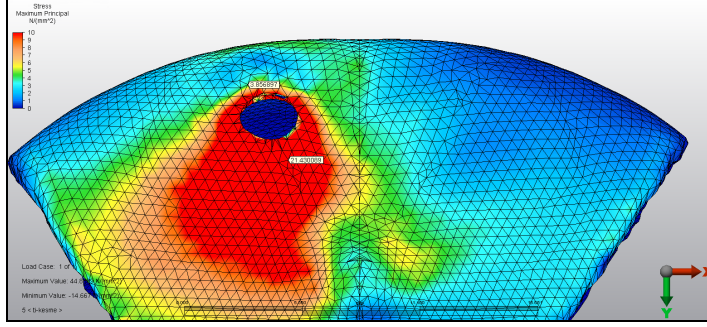


Şekil 54: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant çevresindeki trabeküler ve kortikal kemik dokusu incelendiğinde Maximum principal stress (Gerilme) değeri implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 58.726 N/mm^2 olduğu, Minimum principal stress (Sıkışma) değerinin -4.193 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında Maximum principal stress (Gerilme) değeri implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 19.619 N/mm^2 olduğu, Minimum principal stress (Sıkışma) değerinin -2.543 N/mm^2 olduğu görülmüştür.

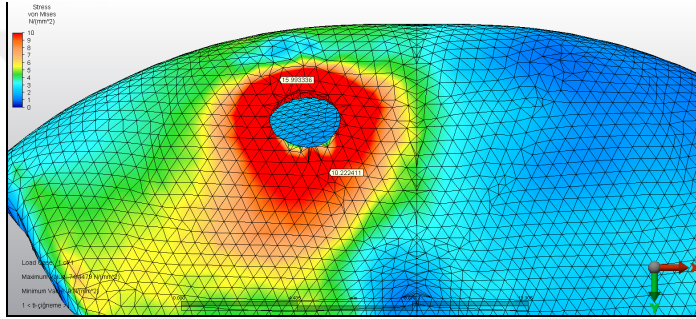
5.4.2 Titanyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 55: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

b) Çiğneme

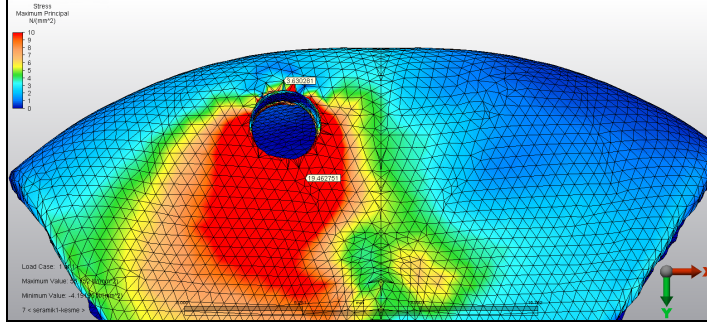


Şekil 56: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant çevresindeki trabeküler ve kortikal kemik dokusu incelendiğinde Maximum principal stress değerinin implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 44.858 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında Maximum principal stress değeri implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 74.447 N/mm^2 olduğu görülmüştür.

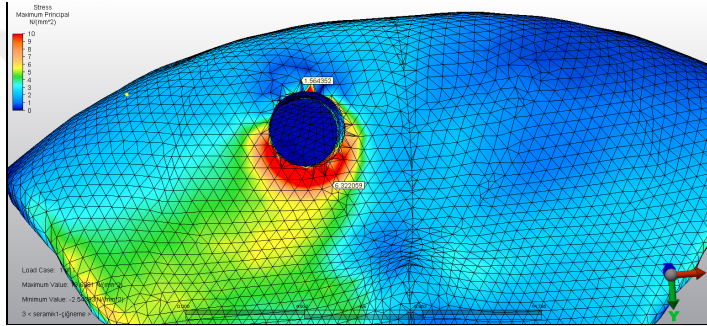
5.4.3.Zirkonyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 57: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

b) Çiğneme

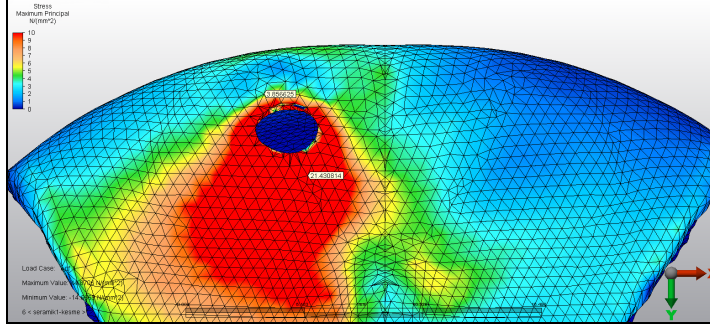


Şekil 58: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant çevresindeki trabeküler ve kortikal kemik dokusu incelendiğinde Maximum principal stress değerinin implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 58.852 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında Maximum principal stress (Gerilme) değeri implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 19.688 N/mm^2 olduğu görülmüştür.

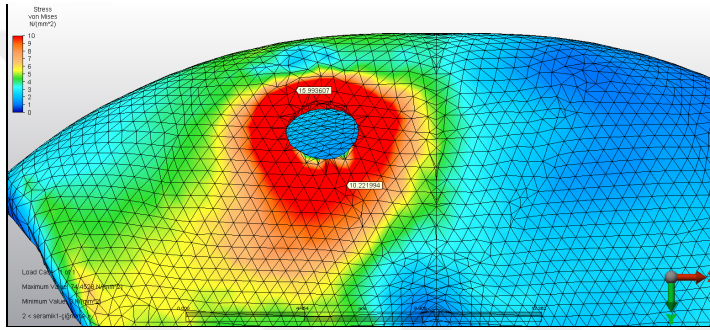
5.4.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 59: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

b) Çiğneme



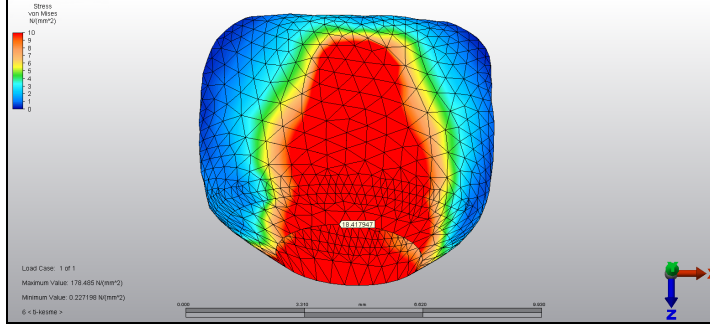
Şekil 60: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında alveol kemiğinde oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant çevresindeki trabeküler ve kortikal kemik dokusu incelendiğinde Maximum principal stress değerinin implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 44.870 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında Maximum principal stress değerinin implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte 74.452 N/mm^2 olduğu görülmüştür.

5.5. İmplantüstü Protez Analizleri

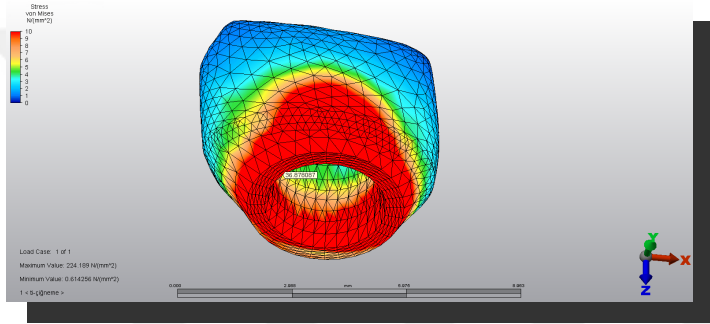
5.5.1 Titanyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 61: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

b) Çiğneme

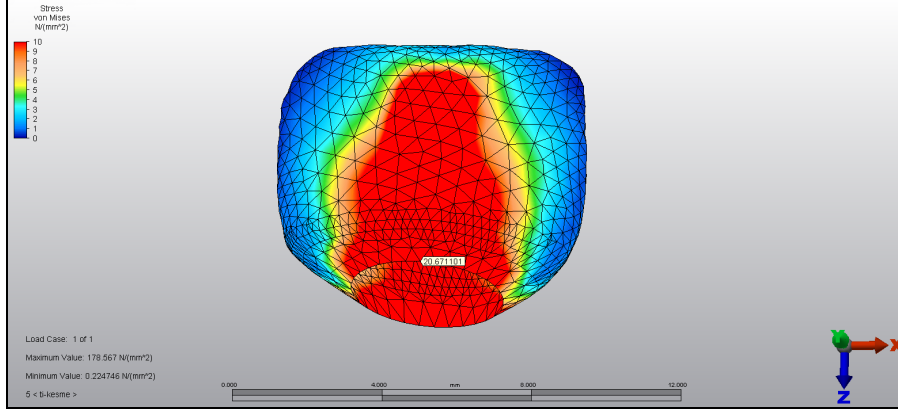


Şekil 62: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant üstü protez incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin protezin orta, kole bölgesinde 178.485 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezdeki en yüksek von Mises stress değerinin kole bölgesinde 224.189 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

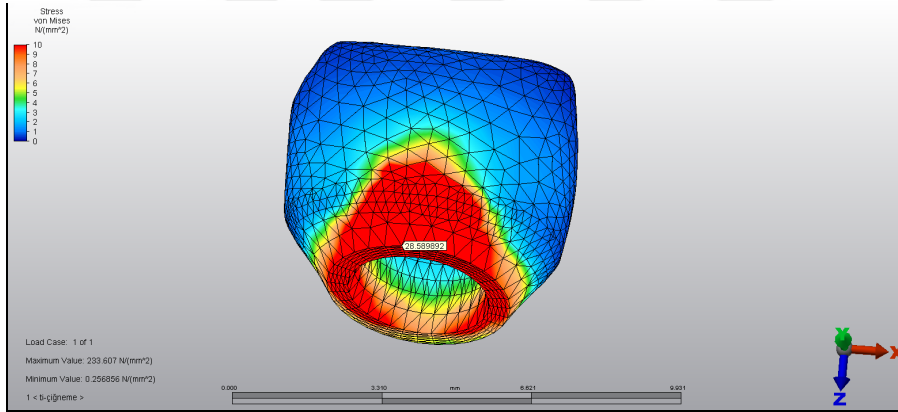
5.5.2. Titanyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 63: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

b) Çiğneme

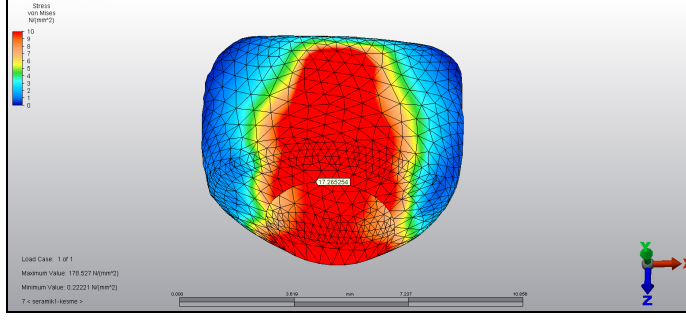


Şekil 64: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant üstü protez incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin protezin orta, kole bölgesinde 178.567 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezdeki en yüksek von Mises stress değerinin kole bölgesinde 233.607 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

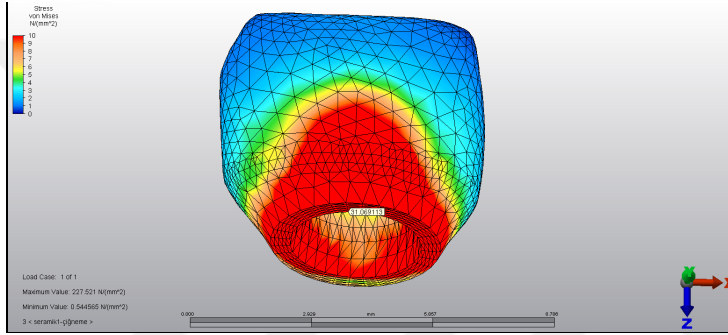
5.5.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 65: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

b) Çiğneme

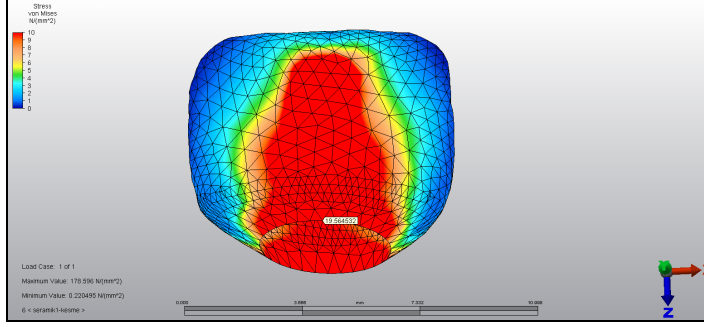


Şekil 66: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant üstü protez incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin protezin orta, kole bölgesinde 178.527 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezdeki en yüksek von Mises stress değerinin kole bölgesinde 227.521 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

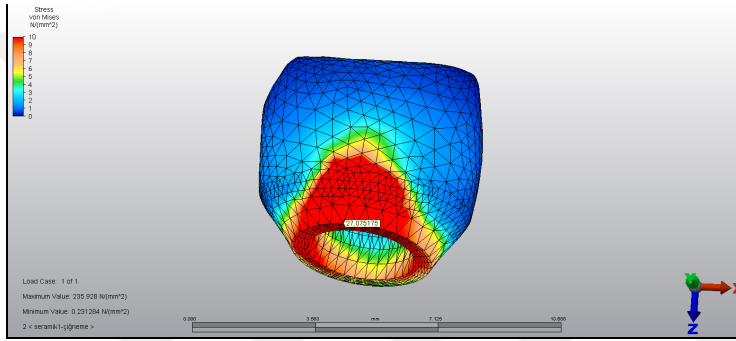
5.5.4. Zirkonyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 67: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

b) Çiğneme



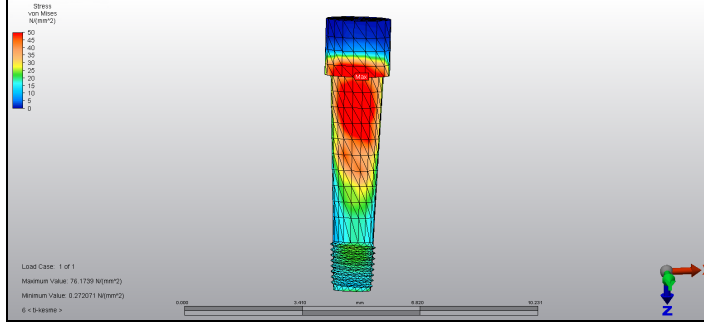
Şekil 68: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezde oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında implant üstü protez incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin protezin orta, kole bölgesinde 178.596 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında protezdeki en yüksek von Mises stress değerinin kole bölgesinde 235.928 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

5.6 Abutment Vidası Analizleri

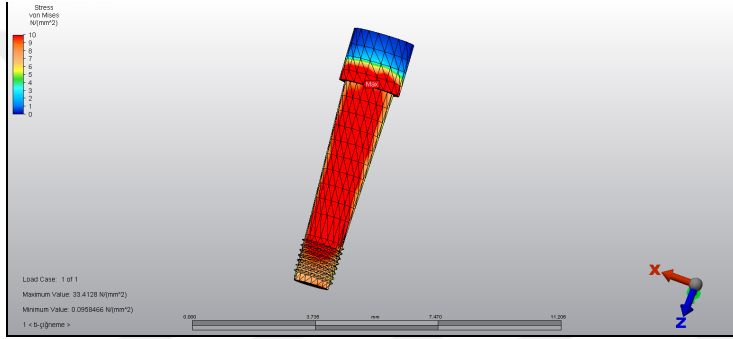
5.6.1 Titanyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 69: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açığı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

b) Çiğneme

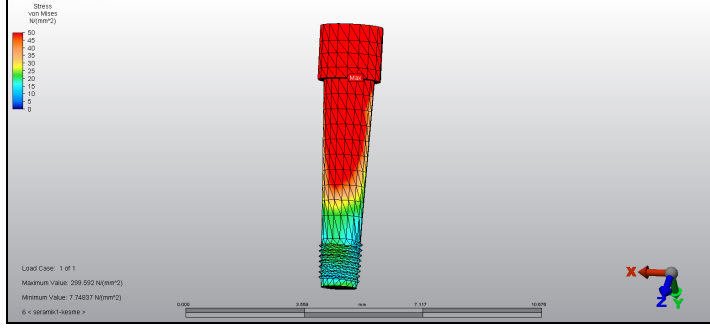


Şekil 70: Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açığı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 0 derece açığı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidası incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin vidanın boyun bölgesinde 76.173 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında von Mises stress değerinin bütün vidaya yayıldığı ve 33.412 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

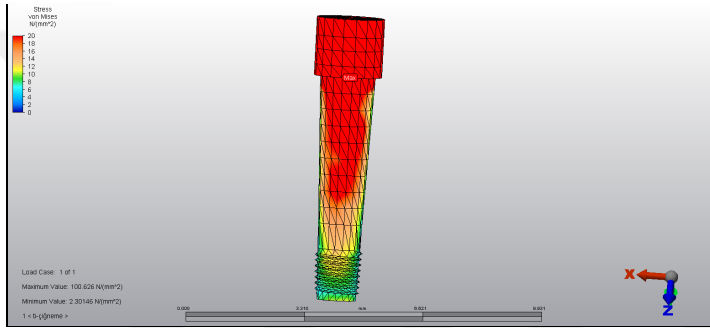
5.6.2 Titanyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 71: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

b) Çiğneme

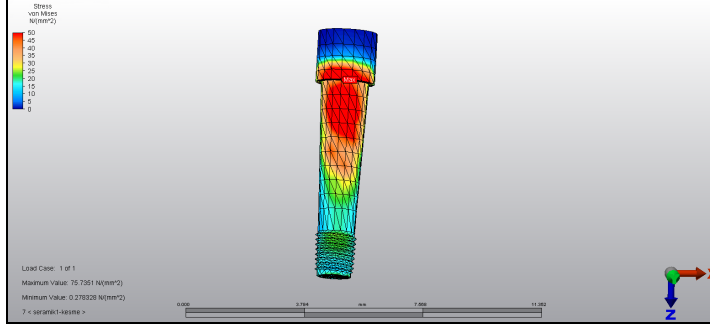


Şekil 72: Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

Titanyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidası incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin vidanın tamamına yayıldığı ve 299.592 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında von Mises stress değerinin bütün vidaya yayıldığı ve 100.626 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

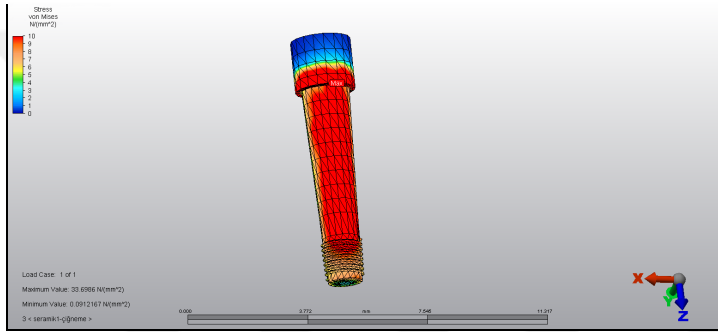
5.6.3 Zirkonyum Abutment 0 Derece

a) Kesme



Şekil 73: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

b) Çiğneme

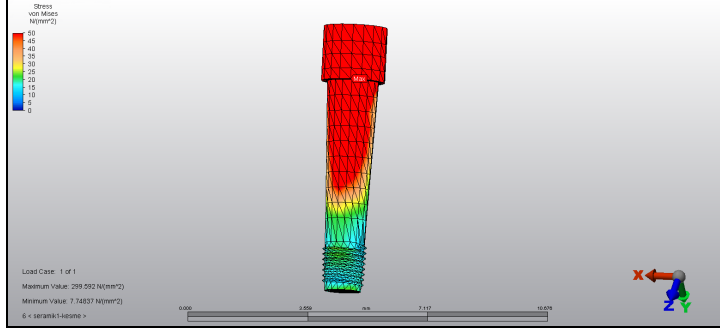


Şekil 74: Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidası incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin vidanın boyun bölgesinde 75.735 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında von Mises stress değerinin bütün vidaya yayıldığı ve 33.698 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

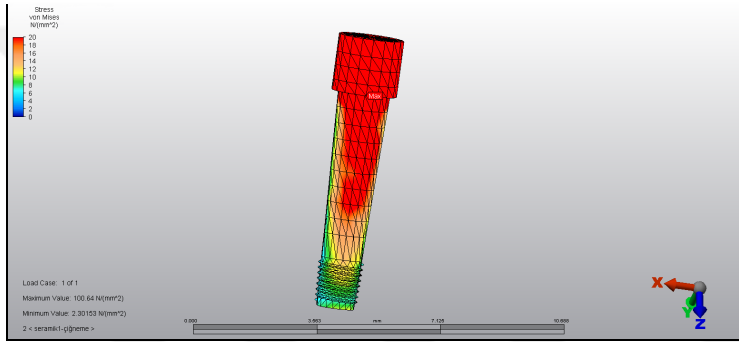
5.6.4 Zirkonyum Abutment 25 Derece

a) Kesme



Şekil 75: Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

b.Çiğneme



Şekil 76 : Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele çiğneme kuvveti uygulandığında abutment vidasında oluşan stresler

Zirkonyum abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı modele kesme kuvveti uygulandığında abutment vidası incelendiğinde en yüksek von Mises stress değerinin vidanın tamamına yayıldığı ve 299.592 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir. Aynı modele çiğneme kuvveti uygulandığında von Mises stress değerinin bütün vidaya yayıldığı ve 100.64 N/mm^2 olduğu tespit edilmiştir.

5.7 TABLOLAR

Tablo 7: Model analizlerini gösteren tablo

MODEL ANALİZİ	KESME	ÇİĞNEME
TİTANYUM ABUTMENT 0 DERECE	581.001 N/mm^2	710.123 N/mm^2
TİTANYUM ABUTMENT 25 DERECE	589.917 N/mm^2	712.291 N/mm^2

ZİRKONYUM ABUTMENT 0 DERECE	581.396 N/mm ²	711.012 N/mm ²
ZİRKONYUM ABUTMENT 25 DERECE	590.033 N/mm ²	712.853 N/mm ²

Tablo 8:İmplant analizlerini gösteren tablo

İMLANT ANALİZİ	KESME	ÇİĞNEME
TİTANYUM 0 DERECE	581.001	172.557
TİTANYUM 25 DERECE	589.917	228.886
ZİRKONYUM 0 DERECE	581.396	172.882
ZİRKONYUM 25 DERECE	590.033	228.877

Tablo 9:Abutment Analizlerini Gösteren Tablo

ABUTMENT ANALİZİ	KESME	ÇİĞNEME
TİTANYUM 0 DERECE	305.135	87.952
TİTANYUM 25 DERECE	399.004	108.835
ZİRKONYUM 0 DERECE	305.055	87.956
ZİRKONYUM 25 DERECE	399.804	109.189

Tablo 10:Kemik Analizlerini Gösteren Tablo

KEMİK ANALİZİ	KESME	ÇİĞNEME
MAXİMUM PRİNCİPLE (GERİLME)		
TİTANYUM 0 DERECE	58.726	19.619
TİTANYUM 25 DERECE	44.858	74.447
ZİRKONYUM 0 DERECE	58.852	19.688
ZİRKONYUM 25 DERECE	44.870	74.452

Tablo 11: İmplantüstü Protez Analizlerini Gösteren Tablo

PROTEZ ANALİZİ	KESME	ÇİĞNEME
TİTANYUM 0 DERECE	178.485	224.189
TİTANYUM 25 DERECE	178.567	233.607
ZİRKONYUM 0 DERECE	178.527	227.521
ZİRKONYUM 25 DERECE	178.596	235.928

Tablo 12: Abutment Vidası Analizlerini Gösteren Tablo

ABUTMENT VİDASI ANALİZ	KESME	ÇİĞNEME
TİTANYUM 0 DERECE	76.173	33.412
TİTANYUM 25 DERECE	299.592	100.626
ZİRKONYUM 0 DERECE	75.735	33.698
ZİRKONYUM 25 DERECE	299.592	100.64

6. TARTIŞMA

Ön bölge diş kayıplarında estetik ve fonksiyonu tekrar sağlamak hastanın hayat konforu açısından büyük önem arz etmektedir. Bu kayıpların, implant destekli

protezler ile giderilmesi günümüz tedavi seçenekleri arasında kabul gören bir tedavi seçeneğidir. Bu tedavi seçeneğinde zirkonyum abutment kullanımı hastanın estetik beklentilerini karşılama açısından sıklıkla kullanılan bir seçenektir.

Maxilla anterior bölge morfolojisi gereği her zaman abutmentin implant eksenine dik oturduğu klasik kullanıma uygun olamamaktadır. Bu durum zirkonyum abutmentlerin ön bölge implant tedavilerinde açılı kullanımın güvenilirliği konusunda in vivo ve in vitro çalışmalar yapılması gerekliliğini doğurmaktadır.

Çalışmamızda maxilla anterior bölgeye uygulanan tek diş implantında dayanak olarak kullanılan titanyum ve zirkonyum abutmentlerin 0° ve 25° olmak üzere iki farklı açıda kullanımı durumunda çiğneme ve kesme kuvvetlerinde oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yöntemi kullanılarak incelendi.

Çalışmada kemik dokusunda, implantta, abutmentte, zirkonyum altyapılı protezde ve abutment bağlantı vidasında oluşan stresler analiz edildi. Elde edilen sayısal modeller sabit olduğu ve varyansları olmadığı için istatistiksel analiz yapılmadı.

Sonlu elemanlar yönteminde modelin sınır koşulları, arayüz tanımlamaları, modelin gerçek yapıya benzerliği, malzeme özellikleri sonuçları değiştiren faktörlerdir. Yapılan modellemeler bilgisayar teknolojisi sayesinde yüksek çözümleme ve hassasiyet ile sonuçlandırılmaktadır. Ancak ne kadar büyük bir hassasiyet yakalanırsa yakalansın modelin doğal davranışının bütün detaylarını yakalamak imkansızdır (202)

Bununla beraber test koşulları, parametreler ve geometri istenilen şekilde değiştirilebilmekte ve test istenildiği zaman tekrarlanabilmektedir. Bunun sağladığı avantajların in vivo testlerde elde edilmesi zordur. Dolayısıyla test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal, model veya restorasyon dizaynı incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir. (202)

Sonlu elemanlar yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde ise elemanlar bir hacme sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilir

(203). Diş hekimliğinde modellenen yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir (204,187). İsmail ve ark, (205) blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Bu bilgilerde göz önünde tutularak, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanmamıştır. Bu konunun aydınlatılması amacı ile Meijer ve ark'ın (206) yaptığı çalışmada, alt çenenin tamamının kullanıldığı üç boyutlu, sadece mental foramenler arası bölgenin üç boyutlu ve yalnızca mental foramenler arası bölgenin iki boyutlu modellerinden oluşan, 3 farklı matematiksel model kullanılmıştır. Stres analizi sonrasında mental foramenler arası bölgenin kullanıldığı üç boyutlu modelin yeterli olduğunu ve benzer çalışmalarda alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir (206). Ayrıca, Teixeira ve ark, (207) çalışmalarında çeşitli mesio-distal boyutlarda ve farklı eleman sayısına sahip üç boyutlu on farklı alt çene modelini stres dağılımı açısından karşılaştırmış ve daha az eleman sayısına sahip, daha küçük ve basit bir modelin stres dağılımı açısından olumsuz yönde etkilenmeden rahatlıkla kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı istenilen bölgenin gerçek anatomik yapısının elde edilebilmesi açısından üst çene kemiğinin tamamının katı modeli oluşturulduktan sonra çalışmamızda yalnızca implant alanları ve üst yapılarını içeren bölgenin modellenmesi tercih edildi.

Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotropik olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (208). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirildi.

Sonlu elemanlar yönteminde yükleme koşulları altında, kullanılan yazılıma bağlı olarak farklı parametrelerle ilgili stresler (eksenel stresler, asal stresler, yerdeğiştirme miktarları, eşdeğer stresler) elde edilebilir. Bu noktada incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Bu verilerin belirlenmesi, incelenen materyallerin mekanik özelliklerine bağlıdır. Örneğin kırılğan materyaller için asal streslerin değerlendirilmesi anlamlıdır. Bu verilerden elde

edilecek en yüksek asal stres, sistemde oluşan en yüksek çekme tipi stresini; en düşük asal stres ise en yüksek basma tipi gerilmesini belirler. Elde edilen en yüksek çekme ve basma tipi stresler, kırılğan materyallerin en yüksek çekme ve basma dayanımı ile karşılaştırılarak yorumlanır (189,191,33).

Literatürde üç boyutlu stres halindeki akmanın, tek boyutlu gerilme halindeki akma ile ilişkisini teorik olarak açıklayan bir yöntem yoktur. Bu amaçla ampirik teorilerden yararlanılır. Çok sayıdaki hata kriterleri arasında Tresca tarafında önerilen “Maksimum Kayma Gerilmesi Kriteri” ve Von Mises tarafından önerilen “Enerji Distorsiyon Kriteri” en önemli yeri teşkil eder. Von Mises eşdeğer stres değerleri, çalışmamızdaki titanyum materyali gibi çekilebilir malzemelerin incelenmesinde, olası plastik deformasyonun başlangıcının belirlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca Von Mises stresleri stres yoğunlaşma lokalizasyonlarının problemin genel olarak yorumlanması açısından yararlıdır (189,191,33).

Günümüzde estetik beklentilerin artması ile birlikte tam seramik restoratif materyallerin anterior ve posterior bölgelerde kullanımı yaygınlaşmıştır (Raigrodski, 2004). Estetik açıdan bakıldığında implant dayanakları, doğal dişlerdeki kron-kök birleşimindeki optik özellikleri ve yumuşak dokuların anatomik konturlarını mükemmel şekilde yansıtmalıdır (209,210).

Geleneksel implant dayanakları standart bir dizaynda üretilmekte ve estetik vakalarda kişiye özel çözümlere izin vermemektedir. Gingival dokunun şekli ve dişin doğal çıkış profiline uygun restorasyonların yapılabilmesi ancak intrasulcular tasarımla sağlanabilir (211,212). Bu amaçla prepare edilebilen titanyum implant dayanakları kullanılmaktadır. Ancak ince dişeti yapısına sahip olan bireyler ve tam seramik restorasyonların tercih edildiği durumlarda titanyum dayanaklar optik özellikleri nedeniyle yetersiz kalmaktadır. Bu sebeple günümüzde seramik implant dayanakları hekimlerin kullanımına sunulmuştur. In vitro ve in vivo çalışmalarda seramik implant dayanakları ile yapılan restorasyonlarda stabil yumuşak ve sert doku seviyeleri ile titanyuma göre daha düşük bakteriyel kolonizasyon gözlemlendiği rapor edilmiştir (213).

Seramik dayanakların klinik olarak incelendiği çalışmalarda tek diş restorasyonlarda başarılı oldukları bildirilmiştir (213,214,24). Andersson ve ark.'nın (213) yaptıkları randomize, kontrollü, çok merkezli çalışmada kısa mesafeli sabit bölümlü protezleri destekleyen CerAdapt seramik dayanakların (Nobel Biocare) kısa ve uzun dönem klinik fonksiyonu değerlendirilmiş ve seramik dayanakların sabit bölümlü protezlerde kullanılabileceği bildirilmiştir. Anterior bölgede kullanılan implant üstü seramik dayanaklar ile desteklenmiş cam seramik kron restorasyonların kırılma direncinin incelendiği bir çalışmada, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramik dayanakların dayanıklılığının literatürde belirtilen maksimum insizal yük değerlerini aştığı rapor edilmiştir (212).

Henriksson ve Jemt (214) tek diş eksikliğinin tedavisinde Procera seramik

dayanaklarını bir yıl boyunca takip etmişlerdir. Bir yıl sonunda bütün implantların ve restorasyonların fonksiyon gördüğü ve bir yıllık kısa dönem sonuçlarının başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Glauser ve ark (24) deneysel olarak üretilmiş zirkonyum oksit dayanakların tek diş implantüstü restorasyonlarda kullanımını araştırdıkları 4 yıllık çalışmalarında, bu seramik dayanakların anterior ve premolar bölgedeki restorasyonları destekleyebilecek dayanıklılığa sahip olduğunu, stabil kemik ve yumuşak doku düzeyleri gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Att ve ark. (22) Replace implant sisteminde titanyum, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit dayanaklar ile restore edilmiş tek diş restorasyonlarının kırık direncini in vitro olarak incelemişlerdir. Titanyum dayanaklar ile diğer seramik dayanaklar arasında anlamlı farklılıklar bulunmasına rağmen, seramik dayanaklar arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. Araştırmacılar zirkonyum oksit ve alüminyum oksit seramik dayanaklar ile desteklenmiş tek diş implant üstü restorasyonların anterior bölgedeki fizyolojik oklüzal kuvvetlere karşı koyabileceğini rapor etmişlerdir.

Maxilla anteriorda diş çekimi sonrası meydana gelen atrofiler, çene kemiğinin genel şekli, cerrahi uygulamadaki zorluklar sıklıkla bu bölgedeki implantların açılı olarak konumlanmasını gerektirebilmektedir. Özyanat ve ark. (216) yaptıkları çalışmada randomize kullanılan 400 implant dayanağından 159 adetinin açılı olduğunu tespit etmişlerdir. Açılı implant dayanağı kullanımının en yoğun olduğu bölge ise üst anterior bölgesi olarak tespit edilmiştir.

Kao ve ark. (217) çalışmalarında burun tabanına yakın olması ve kretin morfolojisi gereği implant uygulaması esnasında uzun aksın dışında yerleşime en çok üst kesiciler bölgesinde rastlandığını belirtmektedir. Bu durum açılı abutment kullanımı zorunluluğu doğurmaktadır.

Karabudak ve ark. (218) titanyum ve zirkonyum abutmentlerin mandibula anteriorda 0° ve 15° kullanılmasıyla oluşan modellerde yaptıkları sonlu elemanlar analizinde 0° zirkonyum abutmentlerin aynı açıdaki titanyum abutmentlere göre daha yüksek ancak yakın gerilme değerleri oluşturduğunu tespit etmiştir. Aynı şekilde 15° yerleştirilen zirkonyum abutmentlerin titanyum abutmentlere daha yüksek olmakla beraber yakın stres dağılımları gösterdiklerini tespit etmiş ve zirkonyum abutmentlerin mandibula anteriorda titanyumlara alternatif olarak güvenle kullanılabilmesini belirtmiştir.

Araştırmamızda kullandığımız sonlu elemanlar analizi yönteminde gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için modelde kullanılan eleman sayısı oldukça fazla tutuldu. Kemik, titanyum, zirkonyum gibi materyaller için kullanılacak elastisite modülü ve poisson oranları titiz bir literatür araştırması sonucu belirlendi.

Dişli bireylerde maksimum ısırma kuvveti arkın farklı bölgelerinde ve farklı bireylerde değişiklik göstermektedir (219). Maksimum ısırma kuvveti kuvvetleri

karşılacak olan dokuların toleransı ve kuvvet ölçümleri sırasında hastanın mental durumuna bağlıdır (220). Doğal dentisyonlu hastalarda oluşan okluzal kuvvet miktarı keserler bölgesinde 176 N ile 229 N arasında değişmektedir (219). Doğal dişler için belirtilen bu kuvvet miktarları, seramik dayanakların kullanılabilirlikleri hakkında yeterli bilgi vermesi açısından vertikal ve oblik kuvvetler şeklinde uygulandı.

Çalışmamızda oluşturduğumuz 4 farklı model genel olarak incelendiğinde, titanyum ve zirkonyum abutmentlerin materyal değişimiyle oluşan stress farklılıkları hem kesme kuvveti uygulandığında hem de çiğneme kuvveti uygulandığında zirkonyumda küçük bir miktar fazla olmakla beraber (%1'in altında bir artış) benzer bir dağılım ve değer göstermiştir.(Tablo 1) Bu da bize zirkonyum abutmentlerin tek diş eksikliklerinde anteriorda titanyum abutmentlere benzer bir etki oluşturduğunu göstermiştir.

Abutmentler açıldığında ise biriken stres miktarlarında hem zirkonyum hem de titanyum abutmentte %1 den daha az bir artış görülmüştür (Tablo 2). Bu bize hem zirkonyum hem de titanyum abutmentlerin anterior bölgede 25 dereceye kadar açıldırılmasının açısız kullanımına benzer bir etki oluşturduğunu düşündürmektedir.

Ayrıca açılı kullanılan zirkonyum ve titanyum abutmentler materyal farklılığına göre değerlendirildiğinde de birbirlerine çok yakın değerler oluşturduğu görülmüştür. Buradan zirkonyum abutmentlerin anteriorda 25 dereceye kadar açıldırılmasının titanyum abutmentlerle benzer bir etki ortaya koyacağını düşündürmektedir.

Oluşturulan modellerde uygulanan kuvvetlere göre implant açısından değerlendirildiğinde materyal değişiminde veya açıldırma işleminde implant üzerinde oluşan stresler birbirine çok yakın değerler verirken, kesme kuvvetinin çiğneme kuvvetlerine göre implant üzerinde daha fazla stress oluşturduğu tespit edilmiştir. Oluşan streslerin implantın boyun bölgesinde kortikal kemiğe aktarıldığı anlaşılmaktadır.

Analiz yapılan modellerde en büyük farklılığın, materyal değişimi ve açıldırma işleminin yapıldığı abutmentte olması beklenmelidir. Zirkonyum hem düz hemde açılı kullanımda stres miktarı çok az artmakla beraber titanyuma çok yakın değerler vermiştir (Tablo 3). Öte yandan abutmentin açıldırılması durumunda oluşan maksimum stress değerlerinde artma görülmüştür. Bu artma hem titanyumda hem de zirkonyumda aynı miktarda olduğu için zirkonyumun açılı olarak anterior bölgede abutment materyali olarak titanyuma benzer etkiler gösterdiği anlaşılabilir.

Modellerimiz implant üstü zirkonyum altyapılı porselen protez açısından

incelendiğinde stres bütün modellerde birbirine çok yakın değerlerde yayılmıştır. Öte yandan çiğneme kuvvetlerinde protezde bir miktar daha yüksek stres değerleri olduğu anlaşılmıştır (Tablo 5).

Açılendirma işleminde en yüksek stres değişimlerinin olduğu yerlerden birinin abutment vidası olduğu anlaşılmaktadır (Tablo 6). Her iki modelde de titanyum abutment vidası kullanılmıştır. Vida üzerinde oluşan stresler abutmentteki materyal değişimden herhangi bir değişim göstermezken açılendirma işleminde yaklaşık 3 katına çıktığı görülmüştür. Yine modele kesme kuvveti uygulandığında çiğneme kuvvetine göre 2 kat daha fazla maksimum stress olduğu görülmüştür. Buna göre abutment vidası tasarımı ve dayanıklılığı anterior bölgede abutment açılendirildiği durumlarda göz önünde bulundurulması gereken bir konudur.

İmplant etrafındaki kemik dokunun stres alanları değerlendirildiğinde, en yüksek Von Mises stres değerlerinin implantların kortikal kemikle temas ettikleri alanda ve hemen üzerindeki boyun kısmında olduğu görülmüştür (Tablo 4). Bu durumun implantta periodontal ligamentin ve bunun sonucunda mikro hareketin olmaması sebebiyle stresin bu bölgelerde yoğunlaştığı düşünülmektedir. Zirkonyum veya Titanyum abutment kullanımının kemik üzerinde herhangi bir farklılığı görülmemiştir.

7. SONUÇLAR

- 1- Maksiller anterior tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde zirkonyum abutment kullanımı, abutmentin implant ile 0 derece açı yaptığı durumlarda hem kesme hemde çiğneme kuvvetlerine karşı titanyum abutmentler ile benzer stress dağılımları göstermiştir.
- 2- Maksiller anterior tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde zirkonyum abutment kullanımı, abutmentin implant ile 25 derece açı yaptığı durumlarda hem kesme hemde çiğneme kuvvetlerine karşı titanyum abutmentler ile benzer stress dağılımları göstermiştir.
- 3- Maksiller anterior tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde abutmentin implant ile 0 derece veya 25 derece yaptığı durumlarda implant boyun bölgesinde titanyum veya zirkonyum abutment kullanımının kayda değer stress farklılıkları oluşturmadığı görülmüştür.
- 4- Maksiller anterior tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde abutmentin implant ile 0 derece yaptığı durumlarda zirkonyum ve titanyum abutmentler üzerinde benzer stress değerleri benzer görülmüş, 25 derece açılı uygulandığı durumlarda hem zirkonyum hem de titanyum abutmentler üzerinde %30 stress artışı görülmüştür.
- 5- Maksiller anterior tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde titanyum veya zirkonyum abutment kullanımının implant üstü protez üzerinde oluşan stresler açısından fark oluşturmadığı görülmüş olup, çiğneme kuvvetlerinde kesme kuvvetlerine göre daha fazla stres olduğu görülmüştür.
- 6- İmplant üstü tek diş eksikliklerinin giderilmesi için uygulanan implant tedavilerinde abutmentin 25 derece açılı kullanıldığı durumlarda hem zirkonyum hem de titanyum abutmentlerde, abutment vidalarında oluşan stresin 3 kat arttığı görülmüştür.

8. KAYNAKLAR

1. Tunalı B. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul,1996.
2. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 10-92.
3. Özdemir, 1998. form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. Türkiye Klinikleri J Med Ethics 2006; 14: 41-6.
4. Güzel KG, Meşe A, Dündar B. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. Türkiye Klinikleri J Med Ethics 2006; 14: 41-6.
5. Derome J. A bit of history and dental histology today. Promot Dent 1973; 20: 12-8
6. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 1977; 16: 1-132.
7. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. Periodontol 2000 2008; 47:15-26
8. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J 2003; 53: 409-43.
9. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res 2009; 20 Suppl 4: 32-47.
10. Sandhaus S. The Cerasand endosseous implant. Actual Odontostomatol 1987; 41: 607-26.
11. Schulte W. The intraosseous Al₂₃ O(Frialit) Tübingen implant. Developmental status after eight years (1-3). Quintessence Int 1984; 154:1-39. Müller WPiesold JGlien WStomatol DDR.
12. The Academy of Prosthodontics, 2005.
13. Türkel ve Yüçetaş, Gazi üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,1997;199.
14. Misch CE,chapter 22. Maxillary Anterior Single-Tooth Replacement, Dental İmplant . gle- Tooth Replacement. Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Mosby; 2005. p.368-

15. İplikçioğlu H, Finite Element Stress Analysis of the Effect of Short Implant Usage in Place of Cantilever Extensions in Mandibular Posterior Edentulism, *J Oral Rehabil*,2002, 29(4), 350-6.
16. Moberg L.E. et all. Brånemark System and ITI Dental Implant System® for treatment of mandibular edentulism,2008,clinical oral implants researsch,12(5):3454.
17. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelainveneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 506-513..
18. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010; 26: 135-47.
19. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 505-12.
20. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2007; 28: 145-150.
- 21 Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 299-309.
22. . Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol* 2000 2008; 47: 224-43.
23. Straumann CARES, 2005
24. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 285-90.
25. Guess PCAtt WStrub JR*Clin Implant Dent Relat Res* , , . Zirconia fixed implant in prosthodontics. 2012; 14: 633-45.
26. N. Sandallı, S.S. Kuvvetli, Ş.K. Çıldır, S. Ergeneli. “The pediatricians” role in the oral health of children. *OHDMBSC*, 2007; VI (4): 18-27.
27. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Elsevier, Mosby, 2005.

28. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
29. Seçil Karakoca. Zirkonyum esaslı 3 farklı tüm porselen sisteminde, yüzey işlemlerinin, ortalama yüzey pürüzlülüğüne ve bükülme dayanıklılığına etkisinin araştırılması ve x-ray difraktometre yüzey analizleri ile incelenerek değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
30. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56: 84-96.
31. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25.
32. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:17, Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi. 2002;1- 158.
33. Sagat, G., S. Yalcin, B. A. Gultekin, et al. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla, *Implant dentistry*, Vol.19, No.6, pp. 498-508, 1538-2982 (Electronic) 1056-6163
34. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002; 30: 271-82.
35. Martin W, Lewis E, Nicol A. Local risk factors for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 28-38.
36. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 553-61.
37. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:25-9
38. Brunski J.B, Skalark R.(1995): Mechanical Considerations for the Implant Tooth-Supported Fixed Partial Denture.*J Prosthet Dent*.74:487-492.
39. Richter,E.J,(1989),Basics Biomechanics of Dental Implants in Prosthetic Dentistry, *J Prosthet Dent*.61:602-609.
40. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale.

Compendium 1994;15:1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.

41. Alper Çağlar. Kısmi dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde mesio-distal olarak farklı açılarda yerleştirilen implantların stres dağılımına etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.

42. Babbush CA. Dental implants: the art and science. W.B Saunders Co. Philadelphia, 2001.

43. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent 2007; 97: 85-92.

44. McHarris WH. The importance of anterior teeth. J Gnath 1982; 1: 19-36.

45. Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2012: 1-7.

46. Johansson C, Albrektsson T. The integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. International J Oral and Maxillofac Surg 1987; 2: 69-75.

47. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85: 585-98.

48. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.

49. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod 1984; 86(2): 95-111.

50. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: bone physiology and metabolism. CDA J 1987; 15(10): 54-61.

51. Turner CH, Owan I, Takano Y. Mechanotransduction in bone: role of strain rate. *Am J Physiol* 1995; 269 (3 Pt 1): E438–442.
52. Jones D, Leivseth G, Tenbosch J. Mechano-reception osteoblast-like cells. *Biochem Cell Biol* 1995; 73(7-8): 525–534.
53. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dent* 1998; 7(1): 35–42.
54. Duyck J, Vrielinck L, Lambrechts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting illfitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(3): 150–155
55. Quinlan P, Nummikoski P, Schenk R, Cagna D, Mellonig J, Higginbottom F, Lang K, Buser D, Cochran D. Immediate and early loading of SLA ITI singletooth implants: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(3): 360–370.
56. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurements of delayed and immediately loaded implants during
57. Froum SJ, Simon H, Cho SC, Elian N, Rohrer MD, Tarnow DP Histologic evaluation of bone-implant contact of immediately loaded transitional implants after 6 to 27 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(1): 54–60.
58. Butcher A. Wiechmann
59. Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, Puers R, Naert I. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol* 2006; 51(1): 1–9.
60. Lemons JE, Philips RW. Biomaterials for dental implants in Misch CE, editor: *Contemporary implant dentistry*, St Louis, Mosby, 1993.

61. Baumeister T, Avallone EA, Baumeister T editors: Marks standard handbook of mechanical engineers, ed 8, New York, McGraw-Hill, 1978.
62. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992; 1(4): 289–294.
63. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63(6): 671–676.
64. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 401–412.
64. . Buchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 473–479.
65. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark fixtures affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(3): 345–360.
66. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005; 14(2): 108–116.
67. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6):387–416.
68. Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(4): 597–602.

69. Watzak G, Zechner W, Ulm C, Tangl S, Tepper G, Watzek G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4): 408–416.
70. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(3): 196–201.
71. Zechner W, Trinkl N, Watzak G, Busenlechner D, Tepper G, Haas R, Watzek G. Radiologic follow-up of peri-implant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2): 216–221.
72. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(3): 104–111.
73. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2000; 74(1): 3–15.
74. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg-Suppl.* 1977; 16: 1–132.
75. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15(1): 39–52.
76. 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(10): 719–728.

77. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 1992; 19: 118–126.
78. Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol* 2000; 5: 137–151.
79. Isidor F. Occlusal loading in implant dentistry. In: Lang NP, Karring T, Lindhe J, eds. *Proceedings of the Third European Workshop on Periodontology – Implant Dentistry*, Berlin: Quintessence Books.1999; 358–375.
80. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(2): 91–100.
81. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft- and hard-tissue compromise of endosseous implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48(11):1153–1160.
82. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D & Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68(6): 949–956.
83. Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal peri-implant bone loss in edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2000; 13(4): 295–302.
84. Fransson C, Lekholm U, Jemt T, Berglundh T. Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(4):440–446.
85. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 211–217.
86. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, van Steenberghe D. Freestanding and tooth implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. PartI: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(3): 237.

87. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 1992; 19(3): 257–271.
88. Kannus P, Sievänen H, Vuori I. Physical loading, exercise, and bone. *Bone* 1996; 18(Suppl): 455-505.
89. Boresi PB, Schmidt RJ, Sidebottom OM. *Advanced mechanics of materials*. 5 th Ed. Singapore: John Willey & Sons, Inc. 1993; 10-13, 94, 127, 136, 137.
90. Craig RG, Ward ML. *Restorative dental materials*. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996; 56–94.
91. Craig RG, O'Brien, WJ, Powers JM. *Dental materials*. Sixth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996; 10–26.
92. Hoshaw S. Investigation of bone remodeling and remodeling at a loaded boneimplant interface, thesis, Troy, NY, Rensselaer Polytechnic Institute, 1992.
93. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 1992; 274: 79–96.
94. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU):1. Redefining Wolff's law: the bone modelling problem. *Anat Rec* 1990; 226(4): 403–432.
95. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64(3): 175–188.
96. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res* 1983; 175:286–292.
97. Frost HM. Bone 'mass' and the 'mechanostat': a proposal. *Anat Rec* 1987; 219(1):1–9.

98. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(2): 144–152.
99. Isidor, F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 1–9.
100. Isidor F. Mobility assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(3): 377
101. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. A histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded nonsubmerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol* 1993; 19(4): 314–320
102. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997; 17: 162–169.
103. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *J Periodontol* 1998; 69(3): 321–327.
104. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 2005; 32(9): 925–932.
105. Pattin CA, Caler WE, Carter DR. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J Biomech* 1996; 29(1): 69–79.
106. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(3): 425–431
107. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(3): 425–431.
108. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of

controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(5): 677–683.

109. Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellinsen JE, Oosterwyck HV, Sloten JV. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an experimental study. *Clin Oral Implant Res* 2001; 12(3): 207–218.

110. Engel E, Gomez-Roman G, Axmann-Krcmar D. Effect of occlusal wear on bone loss and Periotest value of dental implants. *Int J Prosthodont* 2001; 14(5): 444

111. Manz MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG interim report No. 9. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 62–71.

112. Fugazzotto PA. A comparison of the success of root resected molars and molar position implants in function in a private practice: results of up to 15-plus years. *J Periodontol* 2001; 72(8): 1113–1123.

113. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(2): 143–152.

114. Isidor F. Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(4): 255–264.

115. Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jonsson J, Lang NP, Jonsson J. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(3): 259–268.

116. Bidez MW, Misch CE. The biomechanics of inter-implant spacing. Proceedings of the fourth International Congress of Implants and Biomaterials in Stomatology, Charleston, S.C. 1990.

117. Linkow LI, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology, Vol1, St Louis, Mosby, 1970.

118. Lekholm LI, Zarb GA. Patient selection and preparation. In Brånemark P I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: oseointegration in clinical dentistry, Chicago, Quintessence, 1985.

119. Jaffin R, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991; 62(1): 2–4.

120. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3(2):129–134.

121. 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.
122. 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.
123. Sevimay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93(3): 227–234.
124. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 6: 23-31.
125. Siegle D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(4):333–340.
126. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996; 16(3):252-265.
127. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992; 18(4):343–348.
128. Himmlova L, Dostolava T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20–25.
129. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Inc, St Louis, 1999; 129.
130. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design: effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991; 25(4): 467-483
131. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior support: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002; 88(5):498–502
132. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004, 31(1):18–22. 207
133. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 1979; 37(4): 195-206.
134. Waltimo A, Kemppainen P, Könönen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993; 101(6):416-421.
135. Waltimo A, Könönen M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *Scand J Dent Res* 1994; 102(2):372-375.

136. Craig RG. Restorative Dental Materials. Eighth Edition, C.V. St. Louis, Mosby, 1989.
137. Haraldson T, Zarb G. A 10-year follow-up study of masticatory system after treatment with osseointegrated implants bridges. Scand J Dent Res 1988; 96(3): 243–252.
138. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants.
139. Amler M. The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1969; 27(3): 309–318. Dent Today 2002; 21(9): 76–81.
140. Bodic B, Hamel L, Lerouxel E, Basle MF, Chappard D. Bone loss and teeth. Joint Bone Spine 2005; 72: 215–221
141. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. J Prosthet Dent 2001; 86(2): 119–125.
142. Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges. J Prosthet Dent 1971; 26(3):280–295.
143. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete wearers: A mixed longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972; 27: 120–132.
144. Jackson RA, Ralph WJ. Continuing changes in the contour of the maxillary residual alveolar ridge. J Oral Rehabil 1980; 7(3): 245–248.
145. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. J Prosthet Dent 1971; 26(3):266–279.
146. Fallschüssel GKH. Untersuchungen zur Anatomie des zahntosen Oberkiefers, Z Zahnarztl Implantol 1986; 2: 64-72.
147. Misch CE, Judy KWM. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. Int J Oral Implant 1987; 4(2): 7–12.
148. Misch CE. Bone classification, training keys to implant success. Dent Today. 1989; May: 39–44.
149. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry Int J Oral Implant. 1990; 7: 9–17.
150. Turfaner, M. İnsan dişleri (morfoloji) ve oklüzyon. Bozak Matb. İstanbul, 1980; 116-117.
151. Bilgin T. Tam protezlerde kullanılan hazır ölçü kasıkları için ülkemize uygun standartların araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 1989.
152. Magne P, Besler UC. Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition:

A Biomimetic Approach. Chicago: Quintessence, 2002.

153. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Proshet Dent* 1984; 51(1):24–28.

154. Sclar AG. Systematic evaluation of the esthetic implant patient. In Sclar AG, ed. *Soft tissue and esthetic considerations in implant therapy*. Chicago: Quintessence. 2003; 13–41

155. Olsson M, Lindhe J. Periodontal characteristics in individuals with varying forms of the upper central incisors. *J Clin Periodontol* 1991; 18(1):78–82.

156. Kan JY, Rungcharassaeng K, Umezu K, Kois JC. Dimensions of peri-implant mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *J Periodontol* 2003; 74(4): 557–562.

157. Besler U, Martin W, Jung R, Hammerle C, Buser D. *ITI Treatment Guide. Volume 1: Implant Therapy in the Esthetic Zone. Single-Tooth Replacements*. Quintessence Publishing. 2007; syf.27. 210

158. Saadoun AP, LeGall M, Touati B. Selection and ideal three dimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(9): 1063–1072.

159. Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000; 5(1):119–28.

160. Potashnick SR. Soft tissue modeling for the esthetic single-tooth implants restoration. *J Esthet Dent* 1998; 10(3):121–131.

161. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B. Implant fixation improved by close fit. Cylindrical implant-bone interface studied in rabbits. *Acta Orthop Scand* 1998; 59(3):272-275.

162. Misch CE. Maksillar anterior single tooth replacament, In: *Dental Ġmplant Prosthetics*. Rudolph P, Pendil J and Nebel J (eds). Mosby, Philadelphia, PA, ABD, 2005;368-413. 85

163. Roberts D. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *Br Dent J*. 1970;128:117-124.

164. Valderhaug J, Jokstad A, Ambjørnsen E, et al. Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J Dent*. 1997;25:97-105.

165. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont*. 2002;16:177-182.

166. Kern M, Strub JR. [Resin bonding bridges--state of the art]. *Parodontol*. 1990;1:55-68.

167. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont.* 1993;6:197-202.
168. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, et al. Osseointegrated implants for singletooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:450-455.
169. Kemppainen P, Eskola S, Ylipaavalniemi P. A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: a preliminary report of 102 implants. *J Prosthet Dent.* 1997;77:382-387.
170. Garber DA, Belser UC. Restoration-driven implant placement with restorationgenerated site development. *Compend Contin Educ Dent.* 1995;16:796-802.
171. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, et al. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maksilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:30-42.
172. Özkurt Z, Kazazoğlu E, Baçal N. Üst çene ön bölgedek tek d Ğ eksklklerde uygulanan mplant destekl sabt restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diğ Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2007; 10:128-134
173. Salama H, Salama M. The role of orthodontic extrusive remodeling in the enhancement of soft and hard tissue profiles prior to implant placement: a systematic approach to the management of extraction site defects. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13:312-333.
174. Goldberg PV, Higginbottom FL, Wilson TG. Periodontal considerations in restorative and implant therapy. *Periodontol 2000.* 2001;25:100-109.
175. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maksilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;19:43-61.
176. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, et al. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71:1412-1424.
177. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, et al. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68:1117-1130.
178. Caputo A.A, Standlee, J.P(1987), *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Chicago Quintessence Publising Co. Ing: 13-27.
179. Brunski JB. Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Implantology*, 1988; 5: 31 4.
180. Ronald ,L.S, John M.P, *Craig restoratedental materyals*, thirth edition,

Elsevier Publishing, Texas ,2002, 88-98

181. Ulusoy N, Aydın A.K., Ulusoy M.:Evaluation of finishing techniques for assessing surface roughness of amalgam restoration. *J.Prosthet.Dent.* 57(3): 286-292, 1987.

182. Darendiller, 1195. Ronald ,L.S, John M.P, Craig restoratedental materyals, thirth edition, Elsevier Publishing, Texas ,2002, 88-98

183. Akca, K , Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 35

184. Çetinkaya E,Osseointegrasyondaki güncel gelişmler (2),İDO dergisi,2013,44

185. Brauer, Branemark system implants in the posterior jaw: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:646-653

186. Fagan 2008, Thick vs.thin gingival biotypes: A key determinant in treatment planning for dental implants, *Journal of the California Dental Assosiation* 36(3):193

187. Çankaya M, Osseointegrasyondaki güncel gelişmler (2),İDO dergisi,2013, 44

188. Farah J W, Craig R G, Sikarskie D L 1973 Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics* 6: 511-520

189. İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfi. Yayın No: 25, 1988; 12-342.

190. Shigley, higley J, Mischke C. Mechanical engineering design. 5th ed. New York: McGraw-Hill; 1989. p. 325

191. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2001; 16(5): 722-30.

192. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2007; 97: 35-43.

193. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abut

194. Morand M, Irınakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla. Providing a rationale fort he use of short implants. *J Oral Implantol*, 2007; 33: 257-66.

195. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2011; 26: 776-81.
196. Ten Bruggenkate CM, Sutter F, Oosterbeek HS, Schroeder A. Indications for angled implants. *J Prosthet Dent*, 1992; 67: 85-93.
197. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, 2007; 97(2): 85-92.
198. Calletti 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 Periodontics Restorative Dent*, 1995; 15: 562-73.
199. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated implant dayanağıs in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000; 15(6): 801-10.
200. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-A review. *J Dent* 2002; 30(7-8):271-282.
201. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* 2010; 11: 18-23.
202. Yoshida et al. Measurement of anterior loop length for the mandibular canal and diameter of the mandibular incisive canal to avoid nerve damage when installing endosseous implants in the interforaminal region: a second attempt introducing cone beam computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Apr;67(4):744-50.
203. Saraç , Treatment outcome of extraoral implants in the craniofacial region. *J Craniofac Surg*. 2010; 21: 751-758
204. Fischer K, Stenberg T. Early loading of ITI implants supporting a maxillary full-arch prosthesis: 1-year data of a prospective, randomized study. *Int J Oral Maxillofac*

Implants 2004;19:374-381

205. İsmail Y.H et all. Three dimensional finite elements stress analysis in and around the Schew-vent Implant,international journal of oral &maxillofacial Implants, 6(4):79-97.

206. Meijer H.J.A,et all.(1993), A comparasion of Three Finite Elements Models of an Edentulous Mandible Provided with İmplants. J. Oral Rehabil.20: 147-157.

207. Teixeira et all. Uribe F, Taylor T, Shafer D, Nanda R. A novel approach for implant site development through root tipping. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 Nov;138(5):649-55.

208. Pamir A, Yurdukoru B, Eskitaşçıoğlu G. Düz ve eğimli dental implantlar üzerinde fonksiyonel kuvvetlerin etkisinin raaştırılması Ankara Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 1996; 23: 81-85

209. tripodakis, P.D., Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implant , May 1996 ,The International journal of prosthodontics 9(3):254-60

210. Sadoun ve Perelmuter, experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. J Prosthet Dent. 84: 318-326.

211. Jemt T. Regeneration of gingival papillae after single-implant treatment. Int J Periodontics Restorative Dent 1997;17:326–33

212. Yıldırım M. et. all (2000), Ceramic Abuments: A New Era in Achieving Optimal Esthetics in Implant Dentistry, International Journal of Peridontics&Restorative Dentistry 20(2),80-91.

213. Andersson L, Emami-Kristiansen Z, Högström J. Single-tooth implant

treatment in the anterior region of the maxilla for treatment of tooth loss after trauma: A retrospective clinical and interview study Dental Traumatology 2003;19:126–131.

214. Jemt T. et all, Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:450-5.

215. Özyanat G. ve ark., Simante restorasyonda açılıimplant dayanağı kullanım sıklığı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 47(1) :8-16.

216. Kao J.et all. Implants for single first molar replacement: important treatment concerns. Implant Dent 2004;13(4):328-35.

217 .Karabudak F. Et all. 2014, effect of İmplant diameter and Legent on Stress Distribution for Titanium and Zirconia Implants by Using Finite Element Analysis, Open Access Library Journal,2015,vol:2,111.

219. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand. 1977;35(6):297-303

9. ÖZGEÇMİŞ

ÖZGEÇMİŞ

Adı	SAİD MİRZA	Soyadı	KIZMAZ
Doğum Yeri	NUSAYBİN	Doğum Tarihi	06/06/1986
Uyruğu	T.C	Tel	05322155416
E-posta	saidkizmaz@gmail.com		

EĞİTİM DÜZEYİ

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	DICLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİMDALI	2018
Yüksek Lisans	DICLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2010
Lise	K.MARAŐ SÜLEYMAN DEMİREL FEN LİSESİ	2004

İÇ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1DİŞ HEKİMİ	DICLE-FIRAT AĞIZ VE DİŞ SAĞLIĞ POLİKLİNİĞİ	(2010-2018)

Yabancı Dil Sınav Notu								
ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
57								

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	72		
(Diğer) Puanı			

10. TURNİTİN ORJİNALLİK RAPORU

Said Mirza KIZMAZ Doktora Tezi

ORJİNALLİK RAPORU

% 13	% 9	% 1	% 8
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Texas Tech University Öğrenci Ödevi	% 2
2	library.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	% 1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
5	malzemebilimi.net İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Yüzüncü Yıl Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
7	muhendishane.org İnternet Kaynağı	% 1
8	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
9	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1