

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ALT ÇENE TAM DİŞSİZ OLGULARDA İMPLANT ÜSTÜ BAR VE
KÜRESEL TUTUCULARIN KUVVET DAĞILIMI AÇISINDAN
İNCELENMESİ

Doktora Tezi

Diş Hekimi
Fatma Gül IŞIK

DANIŞMAN
Doç. Dr. Cenk CURA

İZMİR
2009

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Adı Soyadı

İmza

Başkan: Doç. Dr. Cenk CURA

.....

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Sami AKSOY

.....

Üye : Prof. Dr. Birgül ÖZPINAR

.....

Üye : Doç. Dr. Ahmet SARAÇOĞLU

.....

Üye : Doç. Dr. Eralp BUDUNELİ

.....

Doktora Tezinin Kabul Edildiği Tarih:.....

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca hiçbir zaman yardımını esirgemeyen ve her zaman desteğini hissettiğim, bu çalışmanın kurgulanmasında ve yürütülmesinde değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla bana destek olan doktora danışmanım Doç. Dr. sayın Cenk CURA'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmanın analizlerinin yapımı sırasında katkılarını esirgemeyen Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. sayın Sami AKSOY'a, doktora tez çalışmam boyunca gösterdikleri destekten dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve yardımcılara sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimim boyunca desteklerini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocalarım Doç. Dr. sayın Eralp BUDUNELİ ve Uzm. Dr. sayın Orhun BENGİSU'ya, sevgili arkadaşım Dt. Meral NİZAM'a;

Her zaman yanımda olan ve beni özveriyle destekleyen aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İzmir 2009

Dişhekimi Fatma Gül IŞIK

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER.....	I
ŞEKİL DİZİNİ.....	V
RESİM DİZİNİ.....	V
TABLO DİZİNİ.....	XI
KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIV
1.GİRİŞ.....	1
1.1. GENEL BİLGİLER.....	3
1.1.1. İMPLANT NEDİR?.....	3
1.1.2. ORAL İMPLANTOLOJİNİN TARİHÇESİ.....	4
1.1.2.1. Oral İmplantolojinin Başlangıcı.....	4
1.1.2.2. Günümüzde İmplantoloji.....	5
1.1.3. İMMEDİAT YÜKLEME.....	9
1.1.4. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN TUTUCULAR (ATAŞMANLAR).....	10
1.1.4.1. Barlı Tutucular.....	12
1.1.4.2. Küresel Tutucular.....	15

1.1.5. BİYOMEKANİK KAVRAMI VE İMPLANTOLOJİDEKİ YERİ.....	17
1.1.5.1. Biyomekanik Nedir?.....	17
1.1.5.2. Doğal Dişlerin Biyomekaniği.....	21
1.1.5.3. Tam Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği.....	22
1.1.6. İMPLANTOLOJİDE OKLÜZYON PRENSİPLERİ.....	25
1.1.6.1. Oklüzyon.....	25
1.1.6.1.1. Tam Dengeli Oklüzyon.....	26
1.1.6.1.2. Grup Fonksiyonlu Oklüzyon.....	27
1.1.6.1.3. Posterior Disklüzyon Oklüzyonu.....	28
1.1.6.1.4. Lingualize Oklüzyon.....	29
1.1.7. ORAL İMPLANTOLOJİDE ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	31
1.1.7.1. Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi (Sonlu Elemanlar Analizi).....	38
1.1.8. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	39
1.1.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinin (SEA) Tarihçesi.....	39
1.1.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle Model Oluşturulması.....	39
1.1.8.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Üstünlükleri.....	42

1.1.8.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	44
1.1.8.3. İmplant-Kemik Biyomekanik Sisteminde Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Kullanımı.....	45
1.1.8.3.1. Kemik ve İmplant Geometrisi.....	46
1.1.8.3.2. Materyal Özellikleri.....	46
1.1.8.3.3. Sınır Şartlarının ve Yüklerin Belirlenmesi.....	47
1.1.8.3.4. Kemik-İmplant Arayüzü.....	47
1.1.8.4. Stres İletimi ve İmplant Dizaynındaki Biyomekanik Prensipier.....	48
1.1.8.4.1.Yüklemenin Tipi.....	48
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	49
2.1. MODELLEMELER.....	52
2.1.1. Modelleme 1.....	52
2.1.2. Modelleme 2.....	53
2.1.3. Modelleme 3.....	54
3. BULGULAR.....	56
3.1. MODELLEME 1.....	57
3.1.1. Modelleme 1 İçin Çift Taraflı Kuvvet.....	57
3.1.2. Modelleme 1 İçin Tek Taraflı Kuvvet.....	61

3.2. MODELLEME 2.....	66
3.2.1. Modelleme 2 İçin ift Taraflı Kuvvet.....	66
3.2.2. Modelleme 2 İçin Tek Taraflı Kuvvet.....	70
3.3. MODELLEME 3.....	74
3.3.1. Modelleme 3 İçin ift Taraflı Kuvvet.....	74
3.3.2. Modelleme 3 İçin Tek Taraflı Kuvvet.....	79
4. TARTIşMA.....	85
5. SONUÇLAR.....	97
6. ÖZET VE ABSTRACT.....	98
7. KAYNAKLAR.....	100
8. ZGEMİş.....	111

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1: Kuvvet Altında Cisimde Meydana Gelen Gerilim Türleri.....	32
Şekil 2: Gerilme Kuvvetleri Uygulandığında Bardaki Deformasyon.....	35
Şekil 3: Kompresif Yükleme İçin Enine ve Uzun Eksen Doğrultusunda Oluşan Şekil Değişimi.....	36
Şekil 4: İmplantların Alt Çenedeki Dağılımı ve Uygulanan Kuvvetin Yeri ve Büyüklüğü.....	55

RESİM DİZİNİ

Resim 1: Vida Tipi İmplant.....	5
Resim 2: Kemik İçi İmplantlar.....	6
Resim 3a: Blade İmplantlar.....	7
Resim 3b: Blade İmplantlar.....	7
Resim 4: IMZ İmplant.....	7
Resim 5: Subperiostal İmplant.....	7
Resim 6: Submukozal İmplant.....	7
Resim 7: U Kesitli Bar.....	12
Resim 8: Yuvarlak Kesitli Bar.....	13
Resim 9: Yumurta Kesitli Bar.....	13

Resim 10: Rotasyon Hareketine İzin Veren Tutucular.....	16
Resim 11: 3. Sınıf Kaldıraç.....	19
Resim 12: Lekholm&Zarb’a Göre Kemik Sınıflaması.....	23
Resim 13: İmplant Pozisyonları.....	23
Resim 14: Tam Dengeli Oklüzyon.....	26
Resim 15: Grup Fonksiyonlu Olüzyon.....	27
Resim 16: Posterior Disklüzyon Oklüzyonu.....	28
Resim 17: Lingualize Oklüzyon.....	29
Resim 18: Modelleme Öncesi Alt Çenenin Planlanması.....	50
Resim 19: İmplant, Bar ve Küresel Tutucu Modellemesi.....	50
Resim 20: Modelleme 1 (2 implant + 2 küresel).....	52
Resim 21: Modelleme 2 (4 implant + 4 küresel).....	53
Resim 22: Modelleme 3 (4 implant + bar + 2 küresel).....	54
Resim 23: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Küresel Tutucuda Von Mises Stres Değeri.....	57
Resim 24: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantta Von Mises Stres Değeri.....	57
Resim 25: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	58

Resim 26: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	59
Resim 27: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	59
Resim 28: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	60
Resim 29: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	60
Resim 30a: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Küresel Tutucunun Ön Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	61
Resim 30b: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Küresel Tutucunun Arka Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	61
Resim 31a: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantın Ön Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	62
Resim 31b: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantın Arka Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	62
Resim 32: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	62
Resim 33: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	63
Resim 34: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	63

Resim 35: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	64
Resim 36: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	64
Resim 37: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Küresel Tutucuda Von Mises Stres Değeri.....	66
Resim 38: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantta Von Mises Stres Değeri.....	66
Resim 39: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Ön Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	67
Resim 40: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Arka Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	67
Resim 41: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	68
Resim 42: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	68
Resim 43: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	69
Resim 44: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	69
Resim 45: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Küresel Tutucuda Von Mises Stres Değeri.....	70

Resim 46: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantta Von Mises Stres Değeri.....	70
Resim 47: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Ön Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	71
Resim 48: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Arka Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	71
Resim 49: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	72
Resim 50: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	72
Resim 51: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	73
Resim 52: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	73
Resim 53: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Bar ve Küresel Tutucularda Von Mises Stres Değeri.....	74
Resim 54: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantta Von Mises Stres Değeri.....	74
Resim 55: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Ön Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	75
Resim 56: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Arka Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	75

Resim 57: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Bar ve Küresel Tutuculardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	75
Resim 58: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	77
Resim 59: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	77
Resim 60: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	78
Resim 61: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	78
Resim 62a: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Bar ve Küresel Tutucuların Ön Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	79
Resim 62b: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Bar ve Küresel Tutucuların Arka Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	79
Resim 63a: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantların Ön Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	80
Resim 63b: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında İmplantların Arka Yüz Görüntüsünde Von Mises Stres Değeri.....	80
Resim 64: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Ön Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	81
Resim 65: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Arka Grup İmplantlardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	81

Resim 66: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Bar ve Küresel Tutuculardan Vertikal Kesit Alındığında Von Mises Stres Değeri.....	81
Resim 67: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	83
Resim 68: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Minimum Principle Stres Değeri.....	83
Resim 69: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Trabeküler Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	84
Resim 70: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Kortikal Kemik İçin Maximum Principle Stres Değeri.....	84

TABLO DİZİNİ

Tablo 1: Kullanılan Materyallerin Elastik Modülleri ve Poisson Oranları.....	51
Tablo 2: Modellemelerde Kullanılan Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı.....	55
Tablo 3: Materyallerin Mukavemet Değerleri.....	56
Tablo 4: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	58
Tablo 5: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	59
Tablo 6: Modelleme 1’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	60

Tablo 7: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	63
Tablo 8: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	64
Tablo 9: Modelleme 1’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	65
Tablo 10: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	67
Tablo 11: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	68
Tablo 12: Modelleme 2’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	69
Tablo 13: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	71
Tablo 14: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	72
Tablo 15: Modelleme 2’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	73
Tablo 16: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	76
Tablo 17: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	77

Tablo 18: Modelleme 3’de Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	78
Tablo 19: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri.....	82
Tablo 20: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Minimum Principle Stres Değerleri.....	83
Tablo 21: Modelleme 3’de Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maximum Principle Stres Değerleri.....	84

KISALTMALAR DİZİNİ

MÖ: Milattan Önce

MA: Mekanik Avantaj

TME: Temporomandibular Eklem

F: Kuvvet

N: Newton

MPa: Megapaskal

μ : Poisson Oranı

E: Elastik (Young) Modülü

ϵ : Gerilme

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım

mm: Milimetre

Min. S. D.: Minimum Skala Değeri

Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri

Maks. V. M St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Min. Pr. St. D. : Minimum Principle Stres Değeri

Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

BÖLÜM I

GİRİŞ

Oral implantolojide başarı hekim ve hastanın ortak beklentisidir. Hasta konforunun artması, fonksiyon, tutuculuk ve stabilitenin artmasına bağlı olarak çiğneme etkinliğinin artması gibi nedenlerle implant destekli hareketli protezler tam protezlere göre sıklıkla tercih edilmektedir.

İmplantların fonksiyonel kuvvetlere karşı koyması, bu kuvvetlerin protez-implant ve implant-destek kemik sisteminde biyomekanik dengeyi sağlayacak şekilde düzenlenmesi önem taşımaktadır. İmplantlara etki eden fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan stresler, çiğneme sisteminin ve protezin biyomekanik özelliklerinden etkilenmektedir. Oluşan stresler geometri, materyal özellikleri, destek kemik ve yükleme durumlarının ideale mümkün olduğunca yakın olması ile kontrol edilerek, klinik çalışmalara yön verilerek uzun dönem başarı oranı arttırılabilmektedir.

Alt tam dişsiz bireylerde mental foramenler arası bölgeye 4 implantın yerleştirildiği bar bağlantının ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı bir çalışmaya literatür araştırmalarımızda rastlanılamamıştır.

Alt ene tam dişsiz bireylerde daha önceki tedavi yaklaşımında foramenler arası bölgeye 2 implant yerleştirilerek, bar tutucu veya küresel tutucular kullanılmaktaydı. Ancak, implantlardan birinde meydana gelebilecek herhangi bir problem protez sistemini bozmaktaydı. Bu sebeple günümüzde 4 implant yerleştirilmesi tercih edilmektedir. Bizde alışmamızda bu bilgilerin doğrultusunda interforaminal bölgeye yerleştirilen 4 implantı bar ile birbirine bağlayıp, 2 küresel tutucunun etkinliğinden yararlanmayı planladık. Böylelikle bar bağlantısı ve küresel tutucular ile birlikte diğer implantlar arasında yükün dengeli dağılımını sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesini amaçladık.

1.1. GENEL BİLGİLER

1.1.1. İMPLANT NEDİR?

İnsan tarih boyunca ortaya koyduğu buluşlarda, meydana getirdiği bilimsel ve teknolojik incelemelerde, hep doğayı örnek almış, onu taklit etmiş ve doğala en yakın sonuçları elde etmeye çalışmıştır. İnsanın doğayı kendisine böyle örnek almasındaki en önemli neden ise doğa şartlarının kendisine en üst düzeyde fayda sağladığını görmesidir. Aynı yaklaşım, bütün bilimler ve bu arada sağlık bilimleri için de geçerlidir. Diş hekimliğinde de, bugün bu doğrultuda, iki bilim dalı ön plana çıkmaktadır. Bunlardan birincisi varolan doğal dişleri korumaya yönelik olan koruyucu diş hekimliği, ikincisi ise; bu yolda ön plana çıkan, ağızdaki diş eksikliklerinin giderilmesinde doğala en yakın şartların elde edildiği oral implantoloji kavramı ortaya çıkmıştır (10, 27).

İmplant sözcüğü; Latince “im:içerisine, içerisinde” ve “planto;ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleştirilmesinden oluşmuştur (10). Anlam olarak ise; bir fonksiyon elde etmek amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen addır.

Dental implant ise; diş eksikliğini gidermeye yönelik, çene kemiği içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır.

1.1.2. ORAL İMPLANTOLOJİNİN TARİHÇESİ

1.1.2.1. Oral İmplantolojinin Başlangıcı

Her alanda olduğu gibi, oral implantolojinin de günümüzdeki seviyeye ulaşması için çok uzun bir tarih sürecinden geçilmiştir. Bu tarih sürecinin irdelenmesi, hem bugün bizim varılmış olan sonuçları daha iyi anlamamızı sağlayacak, hem de yeni araştırmalar yapma bakımından bize ışık tutacaktır (24).

Tarih boyunca; çekilmiş dişler, tahta parçaları, fil dişi, kurumuş kemik, altın, altın teller, gümüş alaşımları implant maddesi olarak kullanılmıştır (44).

Dental implantlara yönelik en eski bilgiye, Çin İmparatorluğu döneminde akupunktur, altın ve gümüş iğneler, diş transplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o dönemin önemli tıbbi tedavilerini ifade etmelerinde rastlanmaktadır (44, 73).

Ancak dental implantlara ait en eski kanıt ülkemizde İzmir yakınlarında Kalabak Metropolis’inde MÖ. 547 yıllarına ait olan kazı çalışmalarında bulunmuştur (4).

Maya uygarlığı döneminde, insanlardaki eksik dişlerin yerlerine inorganik materyallerin implante edildiği vurgulanmaktadır. Bu amaçla çene kemiğinde, eksik olan dişlerin yerine, deniz hayvanlarının kabukları diş formu verilerek implante edilmiştir ve yapılan incelemelerde bu deniz hayvanları kabuğunun implantların etrafında bir ossifikasyon geliştirdiği tespit edilmiştir (24, 73).

Fransız Dionis 1714’te çekilen bir dişin hangi şartlarda olursa olsun, reimplante edildikten sonra, hiçbir zaman ilk halini alamayacağını savunmuştur (2).

Olivier Ledain, 18. yüzyılda çene kemiğinin bir bölümünü desteklemek için metalik bir implant geliştirmiştir. 1778'de John Hunter Londra'da, gelişimini tamamlamamış bir insan dişini, horozun ibiği içerisindeki kan damarlarının implante edilen dişin kök pulpasına doğru büyüdüğünü ve ibik içerisinde dişin sıkı sıkıya bağlandığını göstermiştir.

Diş hekimleri 19. yüzyılın sonlarından itibaren çeşitli maddeler kullanarak çeşitli şekillerde implantlar uygulamaya başlamışlardır. Greenfield, 1913 yılında Philadelphia'da Stomatoloji Akademisinde yayınladığı bir makalede, platin-iridyum alaşımı kullanılarak hazırlanmış kafes şeklindeki implantını tanıtmıştır.

Daha sonra ise Leger-Dorez, birkaç parçadan oluşan ve bir vida ile birleştirilen bir implant modeli ortaya atmıştır. Bu yaklaşımlar, yüzyıllardır süren reimplantasyon ağırlıklı yaklaşımlardan sonra, alloplastik implantlar devrini açmışlardır (19).

1.1.2.2. Günümüzde İmplantoloji

Reimplantoloji yaklaşımlarının implantoloji yaklaşımlarına dönüşmesinden sonra 1935'de Strock, ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir (Resim 1).



Resim 1: Vida Tipi İmplant

Bu implanttan başka 1935’de subperiostal implant, 1937’de endodontik implant geliştirilmiştir (12).

Formigini, 1944’de kemiğin implantın kıvrımlarının arasına girmesini sağlamak ve böylelikle implant sabitleşmesini elde etmek amacıyla içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Daha sonra, kemik içi implantın vertikal yönde boyunun uzatılarak kemiği de geçmesi ve kemiğin ötesinde çıkan ucunun, dolayısıyla tüm implantın, vidalarla sabitleştirilmesi düşüncesinden hareketle, transosseoz implantı geliştirilmiştir (12, 19).

Chercheve 1960’da içi boş vida şeklinde silindirik bir implant geliştirmiştir. Tramonte’nin ise 1961’de içi dolu vida şeklindeki implantı görülmektedir. Bu implant tipi bugünkü bikortikal implantların temelini oluşturmuştur (12).

Peron-André, 1962’de Formigini’nin vida şeklindeki implantına çok benzeyen, ama onun daha geliştirilmiş olan bir implant geliştirmiştir. Çalışmalarının sonunda, eğer implant yerinde travmaya maruz kalmadan tutulabiliyorsa, implantın kıvrımlarında bir kemik entegrasyonu olduğunu ifade etmiştir. Böylelikle, implantın kemik ile entegrasyonundan ilk defa söz edilmiştir (Resim 2) (7, 12).



Resim 2: Kemik İçi İmplantlar

Bu zamana kadar alveol kemiğinin derinlik boyutu (vida şeklinde implantlar) ve yüzey boyutu (subperiostal implantlar) olmak üzere sadece iki boyutu değerlendirilirken Linkow alveol kemiğinin genişlik boyutunu da değerlendirmiş ve blade implantları geliştirmiştir. Blade implantlar vakalara göre, dikey blade ve yatay blade gibi, değişik şekil ve boyutlara sahiptirler (Resim 3a ve 3b).



Resim 3a: Blade İmplantlar



Resim 3b: Blade İmplantlar

Tarihsel süreçte IMZ implantlar (Resim 4), tübingen implantlar, ankor ve ok şeklindeki pinli implantlar, subperiostal implantlar (Resim 5) ve submukozal implantlar (Resim 6) tanıtılmıştır (7).



Resim 4: IMZ
İmplant



Resim 5: Subperiostal
İmplant



Resim 6: Submukozal
İmplant

Uygulama ve yapım aşamalarındaki zorluklar nedeni ile subperiostal implantlara ilgi gittikçe azalmıştır (26).

İsveç'te Branemark ve çalışma arkadaşları 1960'larda başlatmış oldukları deneysel çalışmalarına dayanarak, titanyumdan yapılmış silindir tipindeki implantları uygulamaya başlamışlardır. Bu çalışmalar sırasında, osseoentegrasyonun tanımını ortaya atmışlar ve daha önce Linkow tarafından ileri sürülen implant yüzeyi ile kemik arasında periodontal ligamente benzeyen bir fibröz doku oluşmasının, istenen ve beklenen bir sonuç olması fikrine karşı olarak, titanyum ile kemik arasında çok sıkı bir temasın oluşumunu bugün için kabul edilen bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir (7, 27).

1.1.3. İMMEDİAT YÜKLEME

İmplant üstü protetik restorasyonlardaki yüksek başarı oranları, araştırmacıları ve klinisyenleri osteoentegrasyon tekniğini geliştirme yoluna götürmüştür. Böylelikle implantların yükleme zamanlarında değişiklikler ortaya çıkmıştır (45, 57).

İmmediat/Direkt Yükleme: İmplant yerleşiminden hemen sonra veya en geç 48 saat içinde geçici veya kalıcı restorasyonlar yapılmaktadır.

Erken Yükleme/ Erken Fonksiyonel Yükleme: İmplant yerleşiminden en erken 48 saat en geç 3 ay içinde geçici veya kalıcı restorasyonlar yapılmaktadır.

Geç Yükleme: Geçici veya kalıcı restorasyonlar, 3-6 aylık konvansiyonel iyileşme periyodundan sonra uygulanmaktadır (8, 62).

Dişsiz hastaların implant üstü protezler ile tedavisinde konvansiyonel protokol uygulandığında osteoentegrasyon için geçen süre uzundur. Dişsiz bireyler için bu süre bir dezavantaj oluşturmaktadır. İmmediat veya erken yükleme protokolü uygulanarak hastalar fonksiyon ve estetiğine daha erken kavuşmaktadırlar (45, 62).

1.1.4. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN TUTUCULAR (ATAŞMANLAR)

Alt-üst tam protezler dişsiz hastaların protetik sağültımında klasik bir tedavi seçeneği olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak, hastalar üst tam protezleri daha rahat kullanırken, alt tam protezlerin tutuculuk ve stabilitesinde problemler yaşamaktadırlar. İmplant destekli mandibular protezler ile hastanın konforu, protezin retansiyon, stabilitesi ve çiğneme etkinliği konvansiyonel tam protezlere göre artmaktadır (22).

Yapılan çalışmalar, kök şeklindeki titanyum implantların mandibulaya yerleştirilmesi ile oldukça yüksek başarı oranları elde edildiğini bildirmiştir. Aynı zamanda, mandibulaya yerleştirilen implantların alveol kemikteki rezorpsiyon miktarını azalttığı görölmüştür. İmplant destekli alt tam protezin artan stabilitesi hasta konforunun iadesini sağlamaktadır (22, 38).

Tam protezler ile karşılaştırıldığında implant destekli protezlerde çiğneme etkinliği %20 artmaktadır. İmplant destekli protezler ile hastaların maksimum oklüzal kuvveti %300 artmaktadır (38).

İmplant destekli protezlerde kullanılan tutucu tipleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

I. Splintlenmemiş Tutucular:

1- Kuvvet Kırıcı Mekanizma

- a) Küresel veya çivi başlı tutucular
- b) Magnetik tutucular

A. Düz yüzeyli magnetik tutucular

B. Dış bükey yüzeyli magnetik tutucular

2- Dikey Yönde Harekete İzin Veren Mekanizma

a) Özel döküm teleskopik tutucular

b) Locator abutmentlar

II. Splintlenmiş Tutucular:

1- Kuvvet Kırıcı Mekanizma

a) Yuvarlak kesiti barlar

b) Yumurta kesitli barlar (Dolder bar)

2- Dikey Yönde Harekete İzin Veren Mekanizma

- U kesitli barlar

İmplant destekli protezlerde kullanılacak tutucu tipini hastanın ağız hijyeni, anatomik koşullar (alt-üst çene farkı, karşıt çene dentisyonu, interoklüzal mesafe vs.), biyomekanik etkenler, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri ve ekonomik koşulları belirlemektedir. Ayrıca implant sayısı ve kretteki dağılımı, alveoler kretin şekli ve kret rezorpsiyon miktarı göz önünde bulundurulmalıdır (22, 58, 80).

İmplant destekli protezlerde, implantlara aşırı kuvvetlerin gelmesini engellediği düşünülen esneyebilen tutucuların kullanımı önerilmektedir (36).

1.1.4.1. Barlı Tutucular

Alt ve üst çeneye uygulanan barlı bağlantılar hazır olarak veya döküm yoluyla elde edilmektedir.

Barlı bağlantıların türleri:

A- U Kesitli Bar (Resim 7)

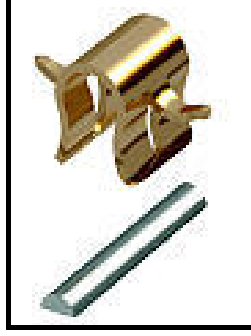
- Dikey yönde harekete izin vermektedir.
- Dört adet implantın varlığında uygundur.



Resim 7: U Kesitli Bar

B- Yuvarlak Kesitli Bar (Resim 8)

- Esnektir.
- İmplantlara yatay ve çapraz kuvvetlerin gelmesini azaltmaktadır.



Resim 8: Yuvarlak Kesitli Bar

C- Yumurta Kesitli Bar (Dolder Bar) (Resim 9)

- Esnektir.
- İndirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (87).



Resim 9: Yumurta Kesitli Bar

Yuvarlak kesitten U kesitli bar tutuculara doğru bar tutucunun şekli değiştikçe protezin rotasyon hareketlerinde azalma görülmektedir.

Döküm yoluyla barlı bağlantılar hazırlanırken barın konumu seviye farklarından etkilenmeksizin, menteşe eksenine paralel yerleştirilmelidir. Eğer iki implantı birleştiren çizgi yatay yönde menteşe ekseninden sapma gösteriyorsa, o zaman gerekirse bar bir tarafta implantın lingualine, diğer tarafta ise vestibülüne gelecek şekilde şekillendirilebilmektedir (70). Barın sagittal düzlemle dik açı yapmasına, iki implant arasının düz bir hatta olmasına ve çiğneme düzlemine paralel olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir.

Plastik klipslerin zamanla ağız sıvılarında tutuculuklarını kaybedecek şekilde aşınmalar göstermesi, metal klipsli veya metal housingli plastik klipslerin kullanımını ön plana çıkarmaktadır (68). Ancak, klinik uygulamalarda metalde malzeme yorgunluğu meydana gelmektedir. Bu nedenle değiştirilebilir olması ve ucuz olmasından dolayı plastik klipsler tercih edilmektedir.

Bar tutucuların mukozaya bakan kısımları plak retansiyonu açısından elverişli alanlar oluşturduğundan hijyeni iyi sağlayamayacağı düşünülen hastalarda kullanımına dikkat edilmelidir (37, 59). Ayrıca arklar arasında yeterli mesafenin olmadığı hastalarda kullanılmamalıdır (70).

Barlı tutucularda tutuculuk ve stabilite daha iyidir. İmplantlar birbirlerine splintlendiğinden dolayı implantlara kuvvetler daha az iletilmektedir (55). Alt çene implant destekli protezlerde 3-4 adet implant yerleştirildiğinde erken yükleme (immediat loading) yapmak mümkün olmaktadır (18, 56, 58, 87).

Bar tutucular uygulandığında, eksentrik hareketler esnasında oluşan yükler implantlar arasında dağıtılmaktadır (28).

Barlı tutucuların yapımı sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar;

- Bar tutucunun yerleşimi diş dizimine engel olmamalı,
- Bar tutucu dil boşluğuna gelmemeli,
- Bar tutucunun şekli kretin şeklini takip etmeli,
- Keskin açılı ve geniş kretlerde 2'den fazla implant uygulanmalı,
- İmplantlar arası mesafe en az 10 mm olmalıdır . Bar sagittal düzleme dik gelmelidir,
- İmplantlar arası seviye farkı olduğunda, bar tutucu menteşe eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilmelidir (70).

1.1.4.2. Küresel Tutucular

Küresel tutucular, ilk olarak Zarb ve arkadaşları tarafından kanin bölgesine uygulanan 2 implant üzerine yerleştirilmiştir (37, 60). Kolay yerleştirilme tekniği ve düşük maliyetlerinden dolayı tercih edilmektedirler. Protezin tutuculuğunu arttırmaktadır. Yumuşak doku veya mekanik komplikasyonlara daha az rastlanmaktadır (22, 37, 60). Bu küresel tutucularda tek bir destek vardır. Genellikle altın ve titanyum olmak üzere iki tip başlık kullanılmaktadır. Küresel tutucuların tercih edilme nedenleri;

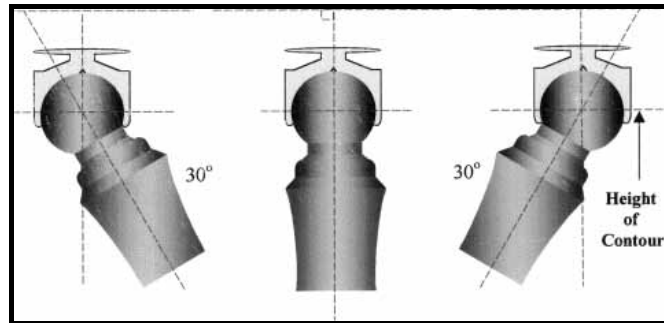
- Temizlenebilmesi kolay olduğundan ağız hijyeni kötü olan hastalarda tercih edilmektedir.
- Labaratuar aşaması daha kolay ve daha kısa sürmektedir.
- Gerekğinde mevcut proteze uyumlandırılabilir (37, 56, 60).

Yuvarlak şekilli tasarımlarından dolayı oluşan undercut alanları maksimum tutuculuk sağlamaktadır. Bu tutuculuk protezin içinde kalan elastik metal lameller ya da plastik halkalarla oluşturulmaktadır (37, 56).

Küresel tutuculu sistemlerin barlı tutuculara göre tutuculuk kaybı daha çabuk olmaktadır ve bu nedenle protezin kullanımı sürecinde barlı tutuculara göre daha çok düzenleme gerektirmektedir (37).

Küresel tutucular her yönde harekete izin verirken, barlar sadece bir yöne değil hem anterior-posterior yönde hem de menteşe eksenine göre harekete izin vermektedirler. Hem küresel tutucuların hem de bar tutucuların stresi azaltıcı ve kuvvet kırıcı özelliği vardır (37, 56).

İmplantların birbirlerine paralel yerleştirilemediği durumlarda 30°'ye kadar olan implant açılanmalarını tolere edebilecek ve rotasyon hareketi yapabilecek tarzda bir dişi parça ile küresel tutucular kullanılabilir (Resim 10) (83).



Resim 10: Rotasyon Hareketine İzin Veren Tutucular

1.1.5. BİYOMEKANİK KAVRAMI VE İMPLANTOLOJİDEKİ YERİ

1.1.5.1. Biyomekanik Nedir?

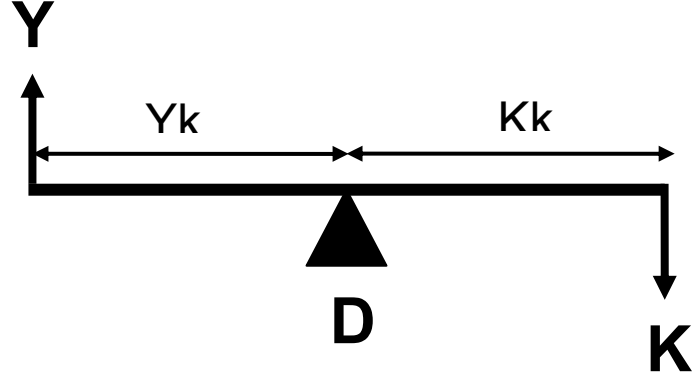
Biyomekaniğin inceleme alanı, insan vücudunun sağlıklı her halinin devamını sağlamak yönünden olduğu gibi, sağlıklısız vücudun rehabilitasyonuna da ışık tutacak çalışmaları da içermektedir.

Biyomekanik yaklaşımların tarihçesine bakacak olursak Aristotle'a kadar uzandığı görülmektedir. Aristotle "kinesioloji" ile özdeşleşmiş bir isimdir. Hidrostatik ile ilgili incelemelerde Archimedes'in rolü bilinmektedir. Archimedes insan vücudunun sıvılar içerisindeki incelemesini yapmış, biyomekaniği çok ilgilendiren "ağırlık merkezi" kavramını ilk geliştiren kişidir. Tarihsel süreçte yer çekimi ivmesinin değişmezliği ile ilgili çalışmaları nedeniyle Galileo'dan söz edilmektedir. Newton ise hareketle ilgili kanunları ve incelemeleri ile biyomekanikte önemli bir yere sahiptir.

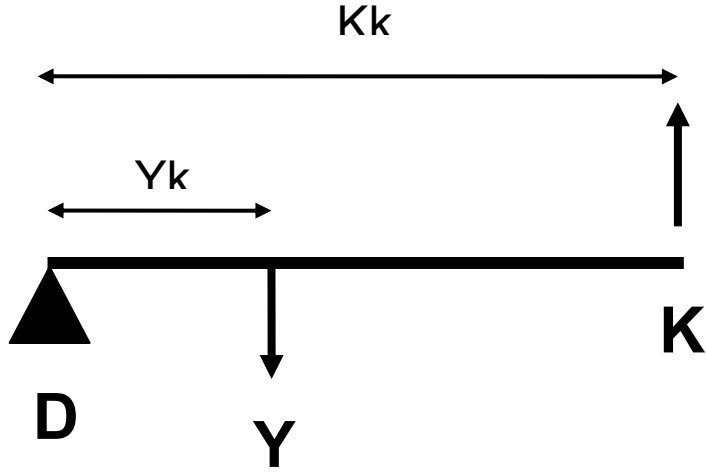
Günümüzde ise biyomekanik, özellikle ortopedi ve dişhekimliği alanlarında çalışmaların büyük bölümünü oluşturmaktadır. Amacı uygulanabildiği alanlarda canlı yapıları fiziksel olarak tanımlamak, şekilsel ilişkilerini irdeleyerek sonuçların klinik uygulamaların hizmetine sunarak insan yaşamına katkı sağlamak olan biyomekanik en geniş uygulama alanını bu dallarda bulmaktadır (71).

Dental protezlerin mekaniğinde bilinmesi gerekli konulardan biri kaldıraç sistemleridir. Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleri ile olan ilişkilerini açıklayacak üç ayrı kaldıraç tipi vardır. Kaldıraç sistemlerinin açıklanması, uygulanan protezlerin destek dişler, implantlar ve diğer dokular üzerinde oluşturacağı kuvvet etkisinin ve sonuçlarının algılanabilmesi yönünden önem taşımaktadır.

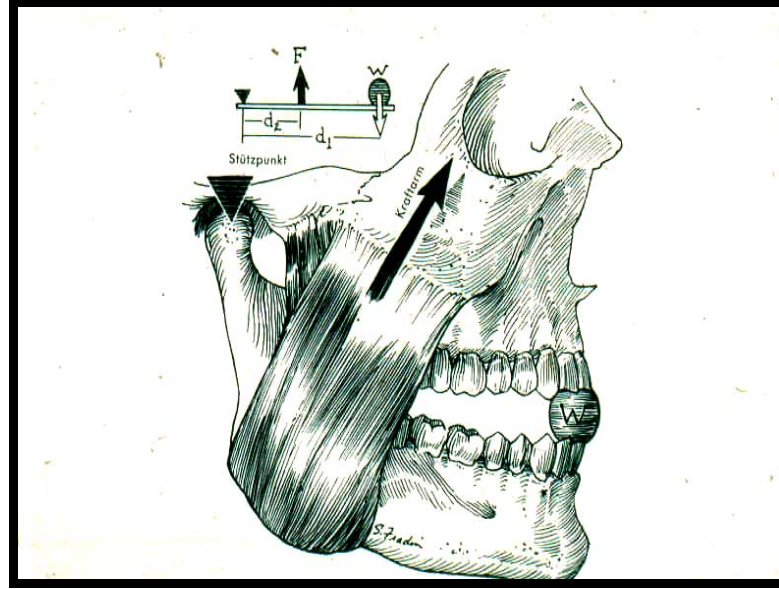
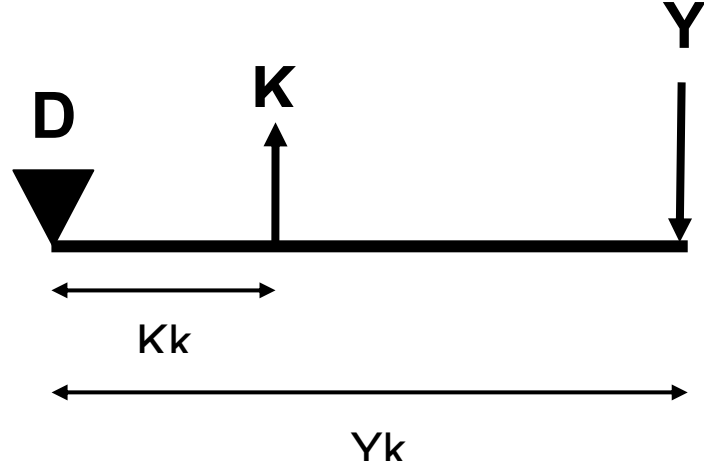
1.Sınıf Kaldıraç; dayanağın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta olduğu sistemdir.



2. Sınıf Kaldıraç; yük (direnç) ortada, kuvvet ile dayanağın arasında yer alır.



3. *Sınıf Kaldıraç*; yük ve dayanak iki uçta, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır (Resim 11).



Resim 11: 3. Sınıf Kaldıraç

Kısaca sözünü ettiğimiz kaldıraç sistemlerinde kuvvet etkisini açıklayan, “mekanik avantaj (MA)” kavramıdır. Kuvvetin yük ile ilişkili olarak etkisini değerlendirmeye yarayan formül; kuvvet kolunun yük koluna oranı olarak tanımlanmaktadır. 1. sınıf kaldıraçta mekanik avantaj sifıra eşitlenebilir ya da dezavantaja dönüşebilir. 2. sınıf kaldıraçta ise kuvvet kolu, her zaman yük kolundan büyük olduğundan mekanik avantaj sürekli. 3. sınıf kaldıraçta ise mekanik avantaj daima yüke karşı dezavantajlıdır. Yani $MA < 1$ ’den daima küçüktür.

Mekaniğin anlaşılıp açıklanmasında Newton Kanunları’nın da bilinmesi gerekmektedir. Bunlar;

1. **Kanun:** Bir cisim, üzerine uygulanan kuvvetlerle durumunu değiştirmeye zorlanmadıkça denge durumunu ya da düz bir doğru üzerindeki hareketini korur. Bir başka deyişle dengedeki bir cisme uygulanan kuvvetlerin toplamının sifıra eşit olduğunu söyler. Bu yasa bu yorumu ile ağız içindeki kuvvetlerin oluşturulması ve dengelenmesi anlamında önem taşımaktadır.
2. **Kanun:** Bir cismin ivmelenmesi, bu ivmeyi oluşturan kuvvet yönündedir. Kuvvet ile doğru, cisim kütlesi ile ters orantılıdır. Burada kuvvetin yönü de önemlidir. İvme yalnızca kuvvetin şiddetine değil yönüne de bağlıdır ki buna “vektör” denilmektedir.
3. **Kanun:** Her bir kuvvet (etki) için, ters yönde eşit bir kuvvet vardır. Her bir etkinin tepkiye neden olduğunu açıklar. Bu tepki kuvvete maruz kalan cismin içinde gelişir (20, 71).

1.1.5.2. Doğal Dişlerin Biyomekaniği

Periodonsiyumdan dolayı doğal dişler hareketle ya da yer değişimi ile oluşan bir kısım dış yüklemeleri karşılayabilmektedir. Diş, alveol kemik içerisine kollagen liflerden oluşan dentoalveol bağlantılar ile tutunur. Erişkinlerde periodontal ligament 0,15-0,20 mm kalınlığında olabilir. Bunun %60'ı alveol kemikten semente uzanan 4 µm kalınlığında kollagen lif demetlerinden oluşmuştur. 1 mm² büyüklüğündeki bir sement alanına 28000 lif demeti bağlanmaktadır.

Periodonsiyum içerisindeki dişin ankrajı ve alveol yapının elastikiyeti ölçülebilir horizontal, vertikal ve rotasyonel diş mobilitesini sağlamaktadır. Dişin hareket etme derecesi kişiden kişiye değişiklikler gösterebilir ve 10-47 µm arasında değişmektedir. Bu ileri derecedeki değişkenlik sınırı değişik ölçüm metodlarının kullanılmasına bağlanabilmektedir. Ayrıca periodontal ligamentin genişliği, lif ağının dalgalanma ve yönü kişiden kişiye değişebilmektedir.

Doğal dişlerdeki kuvvet dağılımı periodontal ligamentlerin oluşturduğu mikroharekete dayanmaktadır. Dişin konumu ve tüberkül eğimi kuvvet modelini değiştirmektedir. Osseoentegre implantlarda kuvvet dağılımı ile ilgili mikrohareket oluşmamaktadır. İmplant kemik ile direkt ilişkidir. Osseoentegre implantların karşılıklı yüzeylerinde kuvvet dağılımı doğal dişlerdekinden tamamen farklıdır. Dişin konumu ve tüberkül eğimindeki değişikliklerin implanttaki aşırı yüklenmeyi sınırladığı bilinmektedir (20).

1.1.5.3. Tam Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Protezlerin Biyomekaniği

Tam dişsizlik olgularında klasik tedaviye oranla implantlar ile rehabilitasyon daha başarılı bulunmuştur. Dişsiz çenelere uygulanan implantların, tam protezlerin neden olduğu dikey kemik erimesini engellediği gösterilmiştir (16). Dişsiz çenelerin implantlar ile rehabilitasyonunda alınan başarılı istatistiksel sonuçlar, bu tedavi yöntemini oldukça güvenli bir endikasyona dönüştürmüştür. Tam dişsiz çenelerin tedavisinde üç tip protetik tedavi uygulanmaktadır. Bunlar 2 implant ile destekli hareketli protez, 3 implant ile destekli hareketli protez, 4 implant ile destekli hareketli protez ve 5 veya daha fazla sayıda implant ile destekli sabit protezdir (46).

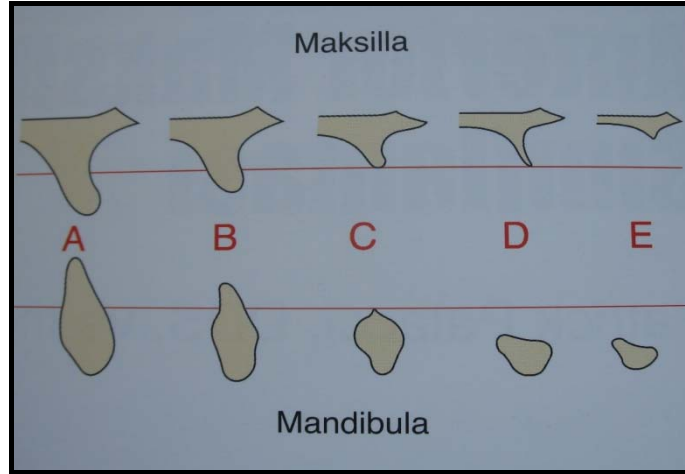
Alt tam protezde uygun anatomik koşulların varlığında (rezorbe olmamış alt alveol kretlerin varlığında) ve hastanın çok aşırı beklentileri yoksa (sadece tutuculuğun sağlanmasının istendiği durumlarda) 2 implant üzeri küresel veya çivi başlı tutucu seçilebilmektedir. Bu tedavi seçeneği hastanın protezinin tutuculuğunu arttırmak amacıyla uygulanmaktadır.

Rezorbe olmamış, kare şeklinde, alt alveol kretlerin varlığında 2 implant üzeri bar tutucu uygulanmaktadır. Böylelikle implantlara daha az kuvvet iletilmektedir ve protezin stabilitesi uzun dönem devam etmektedir (58, 80).

İmplant sayısı arttıkça doku desteği azalmaktadır, böylece implantlara gelen stres miktarı da azalmaktadır. Bu nedenle 2 implant yerine 4 implant tercih edilmektedir (84).

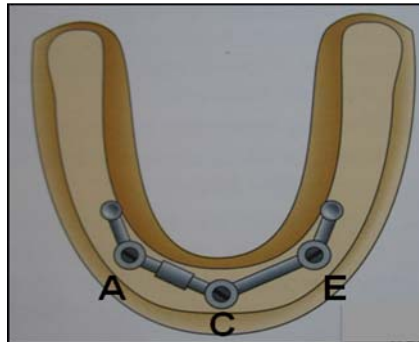
Lekholm&Zarb sınıflamasına göre (42) alt ve üst çenede kalan alveol kret miktarı belirlenmektedir. Bu sınıflamaya göre A sınıfı kemik henüz diş çekimleri

yapılmış ve rezorpsiyona uğramamış alveol kreti ifade ederken, E'ye doğru gidildikçe kret yüksekliği azalmaktadır (Resim 12).



Resim 12: Lekholm&Zarb'a Göre Kemik Sınıflaması

Alt çene foramenler arası bölgede A sınıfı kemik, arka bölgede hafif rezorbe olmuş ve tutuculukla birlikte stabilitenin de önemli olduğu durumlarda 3 implant üzeri bar tutucu yapılabilmektedir. İmplantlar orta hatta ve 1. küçük azılar bölgesine yerleştirilmektedir (A, C ve E pozisyonları) (Resim 13).



Resim 13: İmplant Pozisyonları

Arka bölgede aşırı rezorpsiyon varlığında 4 implant üzeri bar tutucu uygulanmaktadır. Üçgen şeklinde alveol kretlere sahip bireylerde bara distal uzantı yapılmaktadır ancak kare şeklindeki alveol kretlerde distal uzantı uygulanmamaktadır. Distal uzantı miktarı en fazla 15 mm'dir. Distal uzantıdaki mesafe artışı distal implant üzerindeki yükü arttırmaktadır. Ön bölgede de kemik rezorpsiyonu çok ilerlemişse ve yeterli uzunlukta implantlar kullanılamıyorsa, implant sayısı artırılmaktadır (36).

Arka bölgede daha ileri rezorpsiyon varlığında kuvvetleri azaltmak ve protezin hareketine bir miktar olanak sağlayabilmek için implantlar orta hatta yaklaştırılarak kanin dişlerin olduğu bölgeye birer adet implant daha yerleştirilmektedir. Böylelikle 5 implant üzeri bar tutuculu veya hibrit protez yapılabilir (56).

İmplant tedavisi için en yaygın endikasyonlardan biri atrofik dişsiz bir mandibuladır. Yerleştirilecek implantların sayısı mental foramenler arasındaki uygun olan boşluktan ve yerleştirilecek implantların aralarındaki mesafeler ile hesaplanmaktadır. Mental foramenler arasındaki ortalama uzaklık 44 mm'dir. Bir implantın merkezinden takip eden implant ile arasındaki mesafe 7 mm olmalıdır. Bu durumda mandibulaya en fazla 6 implant yerleştirilebilir.

Oklüzyondan kaynaklanabilecek başarısızlıkları önlemek için, denge tarafındaki okluzal çatışma noktalarının kaldırılması ve lateral çatışmaların engellenmesi gerekmektedir. Balanslı oklüzyonun yani çalışan ve dengeleyen tarafta çift taraflı temasların oluşturulduğu bir oklüzyonun oluşturulması, yüklerin eşit dağıtılması bakımından ideal bir yaklaşım olduğu söylenmektedir (46).

1.1.6. İMPLANTOLOJİDE OKLÜZYON PRENSİPLERİ

İmplant destekli protezler için, cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun, fizyolojik limitleri aşan stresler implant çevresinde kemik rezorpsiyonunun oluşmasına neden olmaktadır. Prostodontist, kemik-implant bağlantısına gelebilecek aşırı yükleri ortadan kaldırmak için doğru teşhis, iyi bir tedavi planlaması, uygun şekil ve retansiyonu ihtiva eden pasif bir döküm metodu, kemik yoğunluğu ve kalitesine uygun olarak pasif yükleme ve fizyolojik limitler dahilinde yüklerin iletilebileceği restorasyonlar yapılmalıdır. Bu da oklüzyonun temel kurallarını bilinçli bir şekilde uygulamakla sağlanabilmektedir.

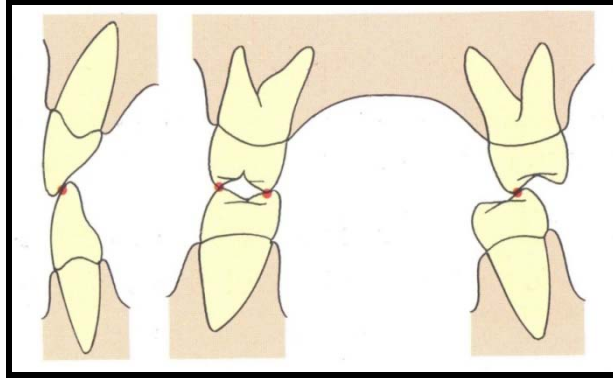
İmplant dişhekimliği uygulamalarında başarının anahtarı, oklüzyon biyomekaniğinin vakaya uygun şekilde değerlendirilmesidir. İmplant destekli protezlerde oklüzyon tercihlerinde hastanın bireysel özellikleri ve önceden mevcut olan oklüzyon tipi göz önüne alınmalıdır. Uygun oklüzyon tipine karar verebilmek için doğal dişlerde görülen oklüzyon tiplerinin bilinmesi gerekmektedir.

1.1.6.1.Oklüzyon

İdeal oklüzyon; stomatognatik sistemle uyum içinde olan, etkin çiğnemeyi sağlayan, fizyolojik sınırlarda anormallikler oluşturmada iyi bir estetik sağlayan oklüzyon olarak tanımlanmaktadır. Hobo ve Guichet ideal oklüzyonun; kondillerin sentrik ilişki konumunda, maksimal interküspitasyonda meydana geldiğini bildirmişlerdir. Sentrik ilişkide karşıt dişin fonksiyonel tüberkülü tarafından gerçekleştirilen oklüzal kontağın lokalizasyonundan yararlanılarak oklüzal plan sınıflanmaktadır. Günümüzde kabul edilen oklüzyon tipleri; tam dengeli oklüzyon, grup fonksiyon oklüzyonu ve posterior disklüzyon oklüzyonu ve lingualize oklüzyon olarak incelenebilmektedir (1, 69).

1.1.6.1.1. Tam Dengeli Oklüzyon

Balanslı oklüzyon veya çift taraflı dengeli oklüzyon olarak da bilinmektedir. Bu durumda bir oklüzyona sahip hastanın, dişleri kapandığı zaman bütün dişler sentrik durumdadır ve aynı zamanda maksimum tüberkül teması oluşmaktadır (Resim 14). Çiğneme kasları aracılığıyla alt çene lateral hareketleri sırasında, yan oklüzal kuvvetler eşit olarak bütün dişlere ve temporomandibular ekleme eşit olarak dağılmaktadır (1, 11, 41).



Resim 14: Tam Dengeli Oklüzyon

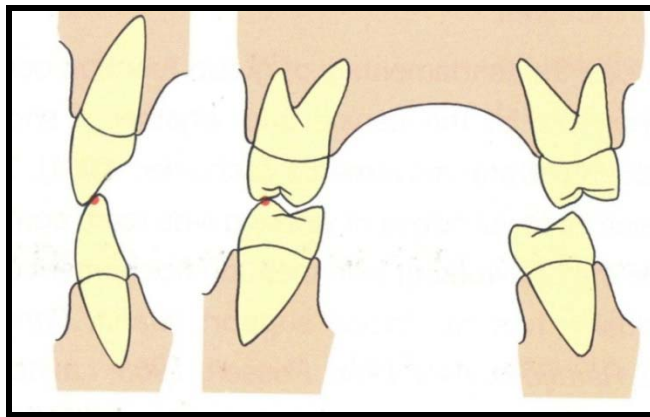
Çiğneme kaslarının yarattığı hareketler, dikey kuvvetlerden çok yatay kuvvetleri meydana getirmektedir. Yıkıcı yan kuvvetler, dişler aracılığıyla periodontal ligamentlere iletilerek absorbe edilmektedirler. Böylece; dengeli oklüzyonda, lateral kuvvetlerin fizyolojik olarak karşılanabilmesi için; eksentrik çene hareketleri ve sentrik oklüzyon esnasında gelen kuvvetler, geniş bir alana eşit olarak dağılmaktadır (1, 11, 39).

Doğal dişli ve sağlıklı periodonsiyumlu hastalarda balanslı oklüzyon nadir olarak görülmektedir ve bunlar da ileri derecede atresyonu olan hastalardır. Tüm dişlerde temasın sağlandığı bu oklüzyon türünde aşırı temas dolayısıyla oklüzal

yüzde aşınma problemleri oldukça fazla karşımıza çıkmaktadır ancak tam protez kullanan hastalar için ideal bir oklüzyon tipidir (1, 11). Tam balanslı oklüzyonun oluşturulması stomatognatik teoriler içerisinde birçok hesaplama ve kayıt gerektirmektedir. Araştırmacılar bu tip oklüzyonun kontaklarının ancak çok hassas biçimde ve sadece tam ayarlanabilir artikulatorlerle yapılabileceğini belirtmişlerdir (11, 39, 69).

1.1.6.1.2. Grup Fonksiyonlu Oklüzyon

Grup fonksiyonlu oklüzyon, kanin dişin lateral hareketlerde bütün oklüzal yükleri karşılamasının doğru olmayacağı fikrinden hareketle ortaya çıkmıştır. Bu oklüzyon tipinde, çalışan taraftaki bütün bukkal tüberküller karşıtları ile temas ederken, denge tarafında hiçbir diş teması olmamaktadır (Resim 15). Karşılıklı koruyucu oklüzyonda yan kuvvetler, sadece kanin dişleri tarafından karşılanırken, bu tip oklüzyonda çalışan taraftaki bütün dişler bu görevi üstlenirken denge tarafında hiç diş teması olmamaktadır (11, 39).

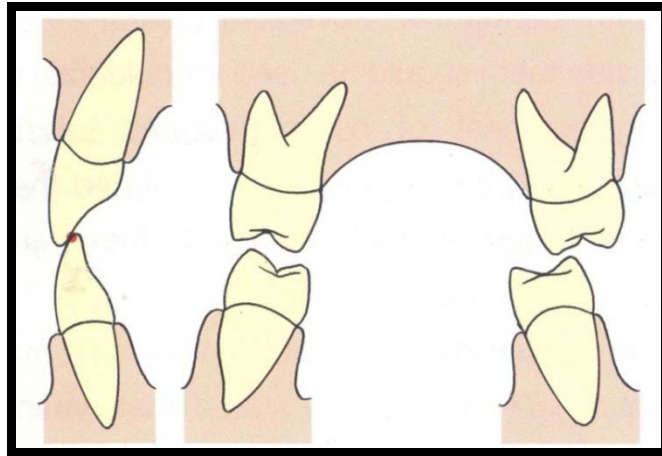


Resim 15: Grup Fonksiyonlu Oklüzyon

1.1.6.1.3. Posterior Disklüzyon Oklüzyonu

Bir grup araştırıcı doğal dişlere sahip 60 yaş üzerindeki şahıslarda yaptığı bir araştırmada, eksentrik hareketlerde posterior bۆlgede temas olmadığını, posterior bۆlge temasta olduğunda ise anterior bۆlgede temasın olmadığını bildirmişler ve bu oklüzyon tipini ortaya koymuşlardır (Resim 16) (1).

Bu oklüzyon tipinde sentrik pozisyonda posterior dişler, ön bۆlge dişlerini vertikal yۆklere karşı, TME'yi ise aşırı yۆklere karşı korumaktadır. Protrusiv hareketlerde ön bۆlge dişleri diğerlerine rehberlik etmekte ve korumaktadır. Lateral hareketlerde ise kanin dişler diğer dişleri korumakta ve yۆnlendirmektedir. Karşılıklı koruyucu oklüzyon, arka dişler tarafından dikey boyut sağlandığında, doğal dişler için en iyi oklüzyon tipi olarak bilinmektedir. Bütün yۆnlerde, sentrik ilişkide, alt çene ve ۆst çene arasındaki tۆberkۆl fossa teması maksimum derecede bir stabilite sağlamaktadır (11, 39).



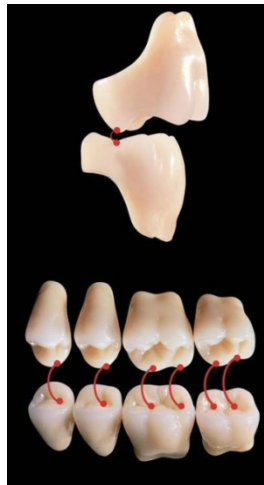
Resim 16: Posterior Disklüzyon Oklüzyonu

1.1.6.1.4. Lingualize Oklüzyon

Gyzi, 1927 yılında lingualize oklüzyon ile tam protez yöntemindeki diş dizimine ve oklüzyon düşüncesine yenilik getirmiştir. Lingualize oklüzyonun prensipleri S. Howard Payne tarafından 1941 yılında ortaya konmuştur.

Lingualize oklüzyon, gerek sentrik gerekse çalışan ve çalışmayan alt çene pozisyonlarında üst palatinal tüberküllerin alt oklüzal yüzeylerde artikülasyon yaptığı bir oklüzyon türüdür. Bu tür oklüzyon oluşturulabilmesi için optiform adı verilen diş çeşidinin kullanılması önerilmektedir. Kesici dişlerde değişiklik yoktur ancak üst azı dişleri 33° tüberkül eğimlerine sahiptir. Alt azı dişlerinde yapılan en büyük değişiklik ise santral fossaların genişletilmiş olmasıdır (Resim 17).

Lingualize oklüzyonda, üst çene dişlerinin palatinal tüberkülleri asıl çiğneme fonksiyonunu yüklenmektedirler ve ön dişler temas halinde iken, üst çenenin palatinal tüberkülleri de alt çene dişlerine temas edip bir tripod oluşturmaktadır, bu da dengeli oklüzyondan çok daha kolay bir destek sağlamaktadır.



Resim 17: Lingualize Oklüzyon

Bu oklüzyonda dişleri dizerken, alt çene arkında, antero-posterior ve medio-lateral eğimler; üst çene dişlerinin palatinal tüberkülleri, alt çenenin hareketlerinde alt çene dişleri ile dengeli bir artikülasyon sağlayacak şekilde ayarlanmalıdır. Bu yöntemin avantajları:

- Alt çenenin protrüzyon hareketi esnasındaki geçiş yolunda artikülasyon dengesini arttırmak.
- Medio-lateral eğimler ile alt çenenin yan hareketlerindeki artikülasyon dengesini sağlamak.
- Alveol kemikleri üzerine gelen dikey ve yan kuvvetlerde azalma sağlamak.
- Para fonksiyonel hareketler esnasında iyi bir stabilizasyon temin etmek.
- Estetik doğala daha yakındır.
- Teknik basittir ve gerektiğinde aşındırma kolay yapılmaktadır.
- Lateral hareketlerde devrilme kuvveti oluşmaz
- Çapraz dizim çok nadiren gerekmektedir.

Lingualize oklüzyon bu avantajları nedeniyle tek protezlerde, aşırı rezorbe çenelerde, fibröz kretlerin varlığında ve implant üstü protezlerde önerilen bir oklüzyon türüdür (11, 56).

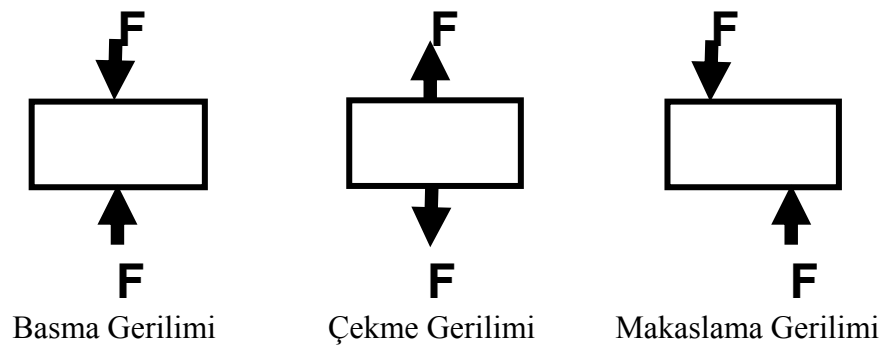
1.1.7. ORAL İMPLANTOLOJİDE ANALİZ YÖNTEMLERİ

İnsan vücudunu oluşturan dokuların yapısında etkili olan biyolojik ve mekanik faktörlerin birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. Fonksiyonel gereksinimlerin karşılanması sırasında meydana gelen fizyolojik kuvvetlerin şiddeti ve yönünün, dokuların devamlılığına ve bütünlüğüne zarar vermemesi gerekmektedir (11). Dişhekimliği alanına giren fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketleri kapsayan yapıları ifade eden stomatognatik sistemde de bu faktörleri bir bütün olarak değerlendirmek gerekmektedir. Dişhekimliğinde biyolojik ve mekanik faktörlerin sık sık bir arada söz edildiği alanların başında ortodonti ve protetik diş tedavisi anabilim dalları gelmektedir. Klinik tedavi sırasında kuvvet ile doğru ilişki zorunluluğu biyomekanik kavramını ön plana çıkarmaktadır (71). Statik, dinamik, malzeme dayanıklılığı ve gerilim analizi gibi mühendislik prensiplerini biyolojik sorunlara çözüm getirmesi amacıyla uygulayan biyomekanik bilim dalı dişhekimliği ile doğrudan ilişkilidir. Canlı dokuların kuvvet iletimi şeklinde yorumlanan biyomekanik, günümüz dişhekimliği uygulamalarında özellikle protetik tedavi planlamaları açısından önem taşımaktadır (72).

Ağızda oluşan kuvvetleri yalnız mekanik açıdan değil, canlı dokuları korumak açısından fizyolojik olarak da değerlendirmek gerekmektedir. Bu nedenle dişhekiminin oluşan kuvvetleri çok iyi tanıyıp yorumlaması, yönlendirmesi, fizyolojik dayanırlılık sınırları içinde tutabilmesi ve uygulanan malzemenin özelliklerini iyi bilmesi gerekmektedir. Biyolojik dokuların mekanik kuvvetler karşısında davranışlarını ve adaptasyonlarını daha iyi anlayabilmek için bazı mekanik kavramların açıklanması gerekmektedir.

Kuvvet (Force): Biyomekanik kavramı içinde kuvvet terimi çok sık olarak kullanılmaktadır. Bir yapı üzerine uygulandığında cismi hareket ettiren veya konumunu değiştiren etki olarak ifade edilen kuvvet, herhangi bir materyalde kalıcı veya geçici olarak konum değişikliği oluşturabilir. “F” ile ifade edilmektedir ve birimi Newton (N)’dur. Kuvvet, hafif, ağır, sürekli ve aralıklı olmak üzere sınıflandırılmaktadır.

Gerilim (Stres): Cisme uygulanan kuvvet sonucunda yapıda oluşan direnç ve buna bağlı deformasyon gerilim (stres) olarak ifade edilmektedir. Gerilim dışarıdan uygulanan bir kuvvete karşı organizmanın veya malzemenin içsel yanıtıdır. Böyle bir kuvvet karşısında yapının iç kuvvetleri direnç gösterirler ve yapıyı oluşturan elemanların üzerinde yaptığı etkiye bağlı olarak çekme, basma ve kayma formunda gerilimler meydana getirirler ve Megapaskal (MPa) olarak ifade edilirler. Uygulanan kuvvete paralel olarak, bir yapıda oluşan baskıya karşı cisim üzerine düşen kuvvet “basma gerilimi”, cisim üzerinde oluşan çekme kuvvetine karşı birim alana düşen kuvvet ise “ekme gerilimi” olarak tarif edilmektedir. Birbiriyle ilişkideki iki parçanın temas yerlerine paralel olacak şekilde birbiri üzerinde kaymalarını sağlayan kuvvet sonucunda oluşan gerilime ise “makaslama gerilimi” denilmektedir (şekil 1).



şekil 1: Kuvvet Altında Cismde Meydana Gelen Gerilim Türleri

Kayma gerilimlerinin sıfır olduğu birbirlerine dik üç düzleme o noktadaki “asal gerilme” denilmektedir. Asal gerilmenin x eksenindeki gerilme değeri δ_x , y eksenindeki gerilme δ_y simgesiyle ifade edilmektedir. Basma, çekme ve makaslama gerilimleri herhangi bir yapıda boyutsal değışikliğe neden olabilir. Bu nedenle yapının basma kuvvetleri karşısında kırılmaya karşı gösterdiği direnç miktarına “basma direnci”, çekme kuvvetlerine karşı deformasyon öncesi gösterdiği dirence “çekme direnci” denilmektedir.

Gerilme, elastik ve plastik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Elastik gerilmede stres ortadan kalktıktan sonra atomlar yeniden eski yerlerine dönmektedir fakat plastik gerilmede stres kalkmasına rağmen atomlar materyal içerisinde tekrar eski yerlerine dönememektedir. Fonksiyon sırasında oluşan bu streslerin varlığı dokuların ve restorasyonların mekanik kuvvetler karşısında dayanıklılık yönünden incelenmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır. Yapılarda elastik, plastik veya her ikisinin birden oluştuğu şekil değışikliği görölmektedir. Stresin olduğu yerde deformasyon her zaman mevcuttur. Mekanikte çekme ve basma kuvvetleri karşısında yapıda oluşan yapısal değışimler, gerinim (strain) olarak ifade edilmektedir. Ayrıca dokularda ve restoratif malzemelerde sıcaklık değışimlerine bağılı olarak elemanların serbestçe şekil değıştirmelerine engel olunursa iç yapılarında termik gerilmeler olarak tanımlanan gerilmeler de oluşmaktadır (71).

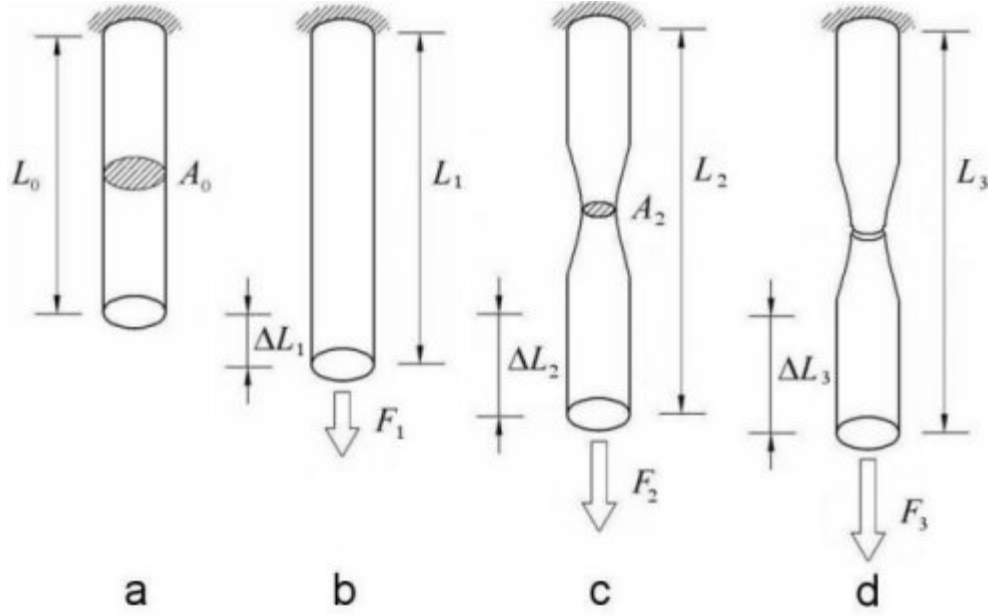
Asal Gerilme (Principal Stress): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değeri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bu konumdaki bir elemanda normal gerilimlere “asal gerilme” denilmektedir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılmaktadır. δ_1 en büyük pozitif değeri, δ_3 ve δ_2 en küçük değeri göstermektedir (67).

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress): Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aştığında, yapı bu noktada şekil değiştirmektedir” (89). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezidir. Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır (35).

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}{2}}$$

Yüklem ve Şekil Değişikliği: Silindir şeklindeki bir malzeme uzun eksen doğrultusunda bir F kuvvetine maruz kalırsa barda uzama meydana gelmektedir, yani uzun eksen doğrultusunda bar deforme olmaktadır. (Şekil 2a, 2b) . Bara etki eden kuvvetlerin şiddeti barın orta kesiminde artarsa barda daralma meydana gelmektedir. (Şekil 2c). Eğer daralma bölgesinde kuvvet uygulanmaya devam ederse barda kırılma meydana gelmektedir (Şekil 2d).

Uygulanan gerilme kuvveti ve barın uzunluğundaki ani şekil değişimi esnasında ölçülebilmektedir. Yük-deplasman eğimi sadece materyalin özelliklerine değil aynı zamanda test edilen örneklerin boyutu ve şekline de bağlıdır (88).



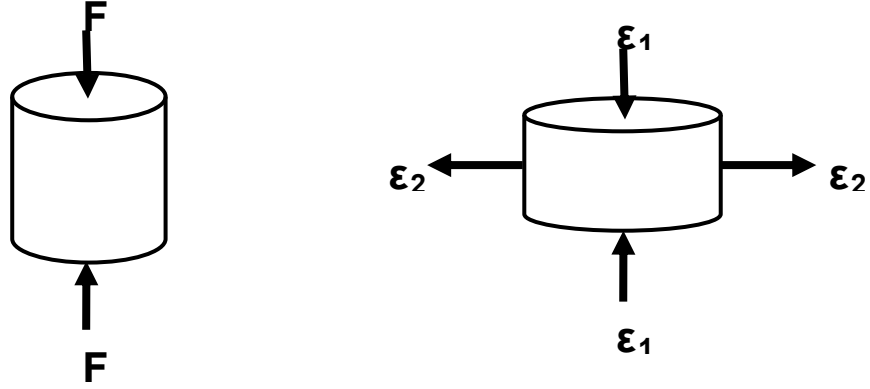
Şekil 2: Gerilme Kuvvetleri Uygulandığında Bardaki Deformasyon

Poisson Oranı (Poisson's Ratio): Bir yönde şekil değiştiren her malzeme, diğer yönde de aynı tür şekil değiştirme özelliği göstermesi olarak tanımlanır ve ν ile ifade edilmektedir. Gerçekte var olan bütün malzemeler $0 - 0,5$ arasında değişen değerler göstermektedir ve maddeyi ayırt edici bir özellik olarak tanınmaktadır (71).

Poisson oranı (ν), enine oluşan gerilme (ϵ_2) ve uzun eksen doğrultusunda oluşan gerilme (ϵ_1) arasındaki oran ($\nu = - \epsilon_2 / \epsilon_1$) olarak tanımlanmaktadır. Çoğu materyal $0,2$ ile $0,5$ arasında değişen Poisson oranına sahiptir (Şekil 3) (88).

Elastik Modülü (Elastic Modulus): Materyale sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanır ve E (MPa) olarak ifade edilmektedir, yani gerilim (stres)/gerinim (strain) oranıdır (71).

Lineer Elastik Cisim: Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılmasıdır (32).



Şekil 3: Kompresif Yükleme İçin Enine ve Uzun Eksen Doğrultusunda Oluşan Şekil Değişimi

İzotropik Özellik (Isotropic Property): Materyalin elastiklik yapısının her doğrultuda aynı olduğunun kabul edilmesi özelliği olarak tanımlanmaktadır. Elastiklik özelliğinin farklı olması ise anizotropik özellik olarak ifade edilmektedir (23, 32, 71).

Yorulma (Fatigue): Materyalin esneme yeteneğinin üstüne çıkan kuvvet uygulandığında veya tekrarlanan kuvvetler sonucunda oluşan çatlak ve devamında meydana gelen kırılma “yorulma” olarak ifade edilmektedir. Gerilim birikmesi, artık

gerilmelerin olması, ısı değişimleri, korozyon etkisi, yorulma sınırları dışındaki ve içindeki yüklemeler ve yüzey özellikleri yorulma olayında etkili olan faktörlerdir (23).

Pratik önemi olan gerilim dağılımlarının tespitinde kesin sonuçlar elde edilmese de yaklaşık değerlere ulaşılabilen yöntemler geliştirilmiştir. Deneysel veya bilgisayar ortamında çözüme ulaşılmıştır. Çiğneme fonksiyonu sırasında dişler, çevre dokular ve restorasyon üzerinde kompleks gerilmeler oluşmaktadır. Dişhekimliği alanında basma gerilimi, çekme gerilimi, makaslama gerilimi, yükleme sonrası deplasman ve gerilim yönleri büyük önem taşımaktadır. Kullanılan materyalin cinsinin ve kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesinde, uygulama sırasında dokuların durumunu ve yapısını göz önüne alarak protezin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla, fotoelastik, gerilim ölçer, kırılğan vernik tekniği, lazer ışınlı ve matematiksel kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır (23).

Diğer üç teknik, sonlu elemanlar analiz metodunun teknolojiye bağlı olarak gelişmesi ile az kullanılır hale gelmiştir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, günümüzde doğal yapıyı bilgisayar ortamında şekillendirip analiz etmeye çalışan matematik ve fizik gibi temel bilimlere dayanan ve giderek kullanımı artan bir analiz yöntemidir (71).

1.1.7.1. Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi (Sonlu Elemanlar Analizi)

Genel anlamda bütün halindeki problemin, daha küçük, basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içerisinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel analiz yöntemidir. Sözü edilen analiz 5 aşamadan oluşmaktadır.

1. Model oluşturulması (Modeling)
2. Sonlu elemanlar ağının oluşturulması (Meshing)
3. Sınır şartlarının ve yüklerin belirlenmesi (Boundary Conditions)
4. Modelin çözülmesi (Model Solution)
5. Son işlem (Post Processing) (61).

1.1.8. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

1.1.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinin (SEA) Tarihçesi

SEA ilk olarak R. Courant tarafından 1937 yılında geliştirilmiştir. Daha sonra M.J. Turner ve arkadaşları tarafından 1956 yılında yayınlanan bir makalede “kompleks yapıların katılığı ve defleksiyonu (eğilmesi)” ve sayısal analizin tanımı yapılmıştır (89).

Otomotiv, bina, uçak ve köprülerde gerilim analizi, ısı artışı ve deformasyonu, akışkan hareketi, manyetik akı vb. mühendislik uygulamalarında kullanıldığı gibi bilgisayar teknolojisi ve CAD sistemlerindeki ilerleme ile karmaşık yapıların modeli yapılabilir hale gelmiştir. Böylelikle, ortopedi, kardiyoloji, damar cerrahisi ve plastik cerrahi alanlarında kullanım alanı elde etmiştir. SEA implant dişhekimliğinde ise ilk kez Weinstein ve arkadaşları tarafından 1976 yılında kullanılmıştır (23, 29, 30, 31).

1.1.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi İle Model Oluşturulması

Sıradan bir sonlu elemanlar programı ön işlem (preprocessor), işlem (processor) ve son işlem (postprocessor) kısımlarından oluşmaktadır. İlk kısım kullanıcı tarafından oluşturulmaktadır ve diğer iki kısım program tarafından tamamlanmaktadır. Her kısım şu aşamalardan oluşmaktadır:

I. Ön işlem (preprocessor) kısmında kullanıcı tarafından oluşturulan yapı

a. Analiz tipinin belirlenmesi (statik, dinamik, termal vs.)

b. Boyutların tanımlanması (2 boyutlu ve 3 boyutlu gibi)

- c. Elemanların tanımlanması
- d. Malzeme özelliklerinin tanımlanması (elastisite modülü, Poisson oranı)
- e. Sınır şartlarının belirlenmesi
- f. Yükleme tipinin belirlenmesi (yüzey yükü, tekil yük, moment vs.)

II. İşlem (processor) kısmında program tarafından oluşturulan yapı

- a. Eleman şekil fonksiyonlarının oluşturulması
- b. Eleman denklemlerinin hesaplanması
- c. Dönüşüm matrislerinin hesaplanması
- d. Eleman denklemlerinin birleştirilmesi
- e. Sınır şartlarının girilmesi
- f. Çözüm prosedürünün yapılması

III. Son işlem (postprocessor) de kullanıcı tarafından elde edilebilen sonuçlar

- a. İstenen değerler için kontur çizdirilmesi ve çıktı alınması
 - b. Şekil değişimi biçiminin çizdirilmesi ve çıktı alınması
 - c. Yer değişimi, dönme vs. için vektör görünümünün elde edilmesi
- (63).

Sonlu elemanlar analizi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analiz yöntemidir. Bu metodun kullanılması, bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ile artmıştır. Bilgisayarların analiz yapımına olan katkısı ile diğer analiz yöntemlerine göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesi mümkün olmuştur. Sonlu elemanlar analizinde temel yaklaşım orijinal yapının matematiksel olarak tanımlanabilen parçalara bölünerek matematiksel olarak kuvvet karşısındaki durumunun incelenmesidir. Bilgisayar yardımı ile boyutları belirlenmiş bir modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, dağılan yük ve şiddetleri saptanmaktadır.

Elemanlardaki katı şekiller, çalışma iki boyutlu planlanmış ise elemanların yüz ölçümleri, üç boyutlu planlanmış ise hacimleri değiştirilmeden oluşturulmaktadır. İki boyutlu problemlerin çözümünde iki boyutlu elemanlar kullanılmaktadır. Bu grubun temel elemanıdır. Üçgen eleman çözüm bölgesini aslına uygun olarak temsil etmesi bakımından kullanışlı bir eleman tipidir. İki üçgen elemanın birleşmesi ile meydana gelen dörtgen eleman problemin geometrisine uyum sağladığı ölçüde kullanışlılığı olan bir elemandır. Üç boyutlu problemin çözümünde ise üçgen piramit kullanılan üç boyutlu temel elemandır. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya daha genel olarak altı yüzeyli elemanlar kullanılabilmektedir. Elemanlar arasındaki süreklilik ve denge de korunmalıdır. Bu suretle gerilmeler ve sınırlamaları öncelikle her bir eleman için tek tek ve daha sonra yapının tümü için incelenmektedir (63, 71).

İncelenecek model küçük ve düzenli, üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir eleman ağı (mesh

generation) oluşturulmaktadır. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilemektedirler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile tüm yapısının iç gerilme şekil değişiklikleri elde edilmektedir. SEA’da oluşturulan matematiksel modelde analiz yapılabilmesi için elastikiyet (Young) modülünün ve Poisson oranının programa yüklenmesi gerekmektedir. Daha sonra model üzerine gelen kuvvet uygulanacak düğüm noktalarına yön, şiddet ve açısı belli olacak şekilde ilave edilmektedir. Programın son aşamasında analiz çözümlemesi yapılmaktadır. Sayısal çözümlemenin sonucunda her kuvvet uygulama durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinmeler ve yer değiştirmeler bulunmaktadır. Gerilim yoğunlukları, renk skalasında çeşitli renkler formunda görülebilmektedir. Gerilim, renk skalasının yanında değersel olarak megapaskal (MPa) cinsinden verilmektedir. Renk skalasındaki her bir renk bütün modellemeler için ayrı ayrı yorumlanmaktadır. Gerilim, modelin her bir düğüm noktasında x, y, z eksenlerinde olmak üzere üç yönlü olarak oluşmaktadır. Basma gerilimleri (-) değerler, çekme gerilimleri (+) değerler olarak temsil edilmektedir (29, 63, 71).

1.1.8.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Üstünlükleri

- Sonlu elemanların, boyutları ve şekillerinin esnekliği sayesinde karmaşık geometriye sahip olan bir model dahi kolaylıkla oluşturulabilir.
- Çok bağlantılı veya köşeli bölgeler güvenli şekilde incelenebilir. Ayrıca, düzgün sınırlara sahip olmayan yapılarda ise eğri kenarlı elemanlar kullanılarak analizin yapılması sağlanabilir.

- Oluşturulan modeldeki geometrik şekil ve malzeme özellikleri kolaylıkla değiştirilebilir. Model elemanlarındaki malzeme özellikleri farklı olduğunda, birkaç malzemenin birleştirildiği yapılarda uygulanabilir.
- Model oluşturma esnasında, sınır şartları kolayca uygulanabilir ve gerektiğinde değiştirilebilir.
- Modeli oluşturulan yapının eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas değerler elde edilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek programın işlem hızı arttırılır.
- Bu yöntem sayesinde, stres tipinin belirlenmesinde, gerilim yığılmalarının tespitinde ve deplasmanların elde edilmesinde, gerçek yapıya yakın bir modelin hazırlanabilmesi ve in vivo şartlarda ulaşılamayan lokalizasyonlar da sağlanabilmektedir.
- SEA, modelin analitik ve deneysel metodlar ile incelenmesinde elde edilen sonuçlara göre çok daha hassas sonuç vermektedir.
- Karmaşık yapıdaki bir sistem veya yapının deneysel olarak teorik çözümü zor ve hatta olanaksızdır. Deneysel olarak gerilimlerin bulunması uzun zaman almakta ve maliyeti de pahalı olmaktadır. SEA yöntemi, gerçeğe yakın değerler vermesi nedeniyle karmaşık yapıli modellerde deneysel çalışmalar için tercih edilmektedir.

- SEA sayesinde, matematiksel modelde tam ve detaylı bir gerilim incelemesi yapıldığından dişhekimini ilgilendiren diş dokuları ve dental materyallerin gerçek mekaniksel davranışları hakkında detaylı sonuçlar alınabilir.
- Biyolojik dokuların minerilizasyon ve yoğunluk farklılıkları, gerilim analizlerinin yapıldığı çalışmalarda gerçeği tam olarak yansıtamamaktadır. Bu sebeple çalışmalarda kullanılan dokular ve materyaller homojen olarak kabul edilir. Yani materyal içindeki kristal, molekül vb. gibi yapı elemanları eş değer dağılımlı olarak kabul edilme olanağı sağlanabilir.
- Bilgisayar ortamı dışında başka materyale ihtiyaç duyulmamaktadır, bu yöntemin avantajlı olmasını sağlamaktadır.
- Bu yöntem sayesinde, parametrik değişimlerin etkilerinin inceleme olasılığının olması ve parametreler ile etkiler arasındaki ilişkilerin karşılaştırılması sağlanabilir (23, 30, 31, 71).

1.1.8.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Programların maliyetleri çok yüksektir.
- Programlar patentlidir. Bu nedenle kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır. Bu programlar sık sık revize edilmelidir.
- Programların kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. Bu sebeple bilgisayarın maliyeti de artmaktadır (23, 30, 31).

1.1.8.3. İmplant-Kemik Biyomekanik Sisteminde Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Kullanımı

Son yıllarda, implant ve çevresindeki kemikte meydana gelen stresin etkisinin değerlendirilmesinde SEA'nin kullanımı giderek artmaktadır. Çiğneme hareketi sırasında meydana gelen vertikal ve transversal yükler, aksiyal kuvvetlere ve eğme momentine sebep olmaktadır ve kemiğe ek olarak implantta da stres değişimleri ile sonuçlanmaktadır. Dental implantın başarısında veya başarısızlığında temel etken streslerin çevreleyen kemiğe aktarılmasıdır. İmplanttan çevreleyen kemiğe yük aktarımı yükün tipine, kemik-implant arayüzüne, implantın uzunluğuna ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protezin tipine ve çevreleyen kemiğin nitelik ve niceliğine bağlıdır. SEA, araştırmacılara implantın kortikal kemik ile temas alanına ve implantın apeksi etrafında trabeküler kemikte meydana gelebilecek stres dağılımının araştırılmasına olanak vermektedir.

Dental implant-kemik sistemindeki bileşenler geometrik olarak oldukça kompleksdir. SEA bunları analiz etmek için en uygun yöntemdir. SEA'nde tüm yapıyı elemanlara ayırabilmek için sonlu elemanlar ağının oluşturulmasına (meshing) ihtiyaç duyulmaktadır. Sonlu elemanlar ağının oluşturulma yöntemi, elemanlar, bunların ayrı ayrı düğüm noktaları ve sınır şartları ve yüklerin belirlenmesi (boundary conditions) yapıdaki problemin çözülmesi olarak tanımlanmaktadır.

Kemiğin mekanik karakterinin karmaşıklığı ve implant sistemleri ile olan etkileşimi araştırmacıları temelde bazı basitleştirmeler yapmaya yöneltmektedir. Bunlar kemiğin ve implantın kapsamlı geometrisinin modellenmesini, materyal özelliklerini, sınır şartlarının ve yüklerin belirlenmesini, kemik ve implant arayüzünü kapsamaktadır SEA sonuçlarını anlamlı ölçüde etkilemektedir.

1.1.8.3.1. Kemik ve İmplant Geometrisi

SEA modellemesinin ilk basamağı modellemesi yapılacak materyalin geometrisinin bilgisayara aktarılmasıdır. Bazı 2 boyutlu SEA çalışmalarında, kemik ve implant basit bir dikdörtgen yapı şeklinde modellenmektedir. Bazı 3 boyutlu SEA modelleri ise mandibulayı dikdörtgen kesitli bir ark gibi modellemektedir. Ancak doğru bir modelleme ve analiz için materyalin geometrisi iyi tanımlanmalıdır (21). Son zamanlarda, dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ile anatomik olarak doğru modellerin gelişmesi sağlanmıştır (23).

1.1.8.3.2. Materyal Özellikleri

Materyalin özellikleri yapısındaki stres ve gerinim dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Materyal özellikleri SEA’da izotropik, transversal izotropik, orthotropik ve anizotropik olarak modellenabilmektedir. İzotropik materyalde, özellikler bütün yönlerde aynıdır. Farklı yönlerde ölçüldüğünde anizotropik materyal farklı özelliklere sahiptir.

Çoğu yayınlanmış çalışmada, materyaller homojen ve lineardır. Young modülü ve Poisson oranları sabit olan 2 materyal ile tanımlanmış elastik materyal davranışı göstermektedir. Erken dönemde yapılan SEA çalışmaları trabeküler kemik ağını yok saymıştır. Bu nedenle, o dönemlerde trabeküler kemiğin kortikal kemik içinde solid bir paterne sahip olduğu kabul edilmiştir. Her iki kemik tipi linear, homojen ve izotropik materyaller gibi basitleştirilerek modellenmiştir (23).

Mandibula gibi biyomekanik yapılar, kemiğin hacmi değişkenlik gösterdiği için hatalı sonuçlara neden olabilmektedir. Bu nedenle yumuşak trabeküler kemikten sert kortikal kemiğe kadar değişen yedi farklı kemik materyal özelliği tanımlanmıştır. SEA’da kemiğin bu farklı özellikleri kullanılabilmektedir (21).

Birçok yazara göre kortikal kemik ne homojendir ne de izotropiktir. Kemiğin gerilim ve basıncı karşılaştırılarak test edildiğinde, kemiğin nonhomojen, anizotropik ve elastik modülünün farklı değerlere sahip olduğu bildirilmiştir. Test koşulları aynı zamanda ölçülen materyal özelliklerini de etkilemektedir (21, 23).

1.1.8.3.3. Sınır Şartlarının ve Yüklerin Belirlenmesi

SEA çalışmalarında sınır şartlarının ve yüklerin belirlenmesinde mandibulanın sabit olduğu varsayılmıştır. Son yıllarda, Zhou ve arkadaşları transversal olarak taranmış bilgisayarlı tomografi görüntüsü yardımıyla daha gerçekçi bir 3 boyutlu mandibular SEA modeli geliştirmişlerdir. Çiğneme kasları ve ligamentlerin fonksiyonları ve temporomandibular eklemin (TME) fonksiyonel hareketi taklit edilmiştir. Model alanın genişlemesi ile sınır şartlarının ve yüklerin belirleneceği hatalı modellemenin etkisi azalmaktadır. Sınır şartlarının ve yüklerin belirlenmesinde sonsuz elemanların kullanımı iyi bir yoldur.

1.1.8.3.4. Kemik-İmplant Arayüzü

SEA modelleri osseoentegrasyonun optimal olduğunu kabul etmektedir. Bu da kortikal ve trabeküler kemiğin implanta mükemmel bağlandığı anlamına gelmektedir.

Kemik kompleks mikroyapılara sahip poröz bir materyaldir. Poröz trabeküler kemik ile yoğun kortikal kemik karşılaştırıldığında kortikal kemiğin daha fazla yük taşıma kapasitesine sahip olduğu görülmüştür. Mandibulanın ön bölgesinde daha fazla kortikal osseoentegrasyon mevcutken bu oran arkaya doğru giderek azalmaktadır. En düşük kortikal osseoentegrasyon (<25%) maksillanın arka kısmında görülmektedir. Osseoentegrasyonun derecesi kemiğin kalitesine, iyileşme ve fonksiyon esnasında meydana gelen strese bağlıdır (21, 23).

1.1.8.4. Stres İletimi ve İmplant Dizaynındaki Biyomekanik Prensipler

SEA implantlar ve çevreleyen dokular arasındaki etkileşimi taklit etmektedir. Fonksiyonel adaptasyon sürecinin analizi farklı yüklemenin ve farklı implant ve çevreleyen dokunun araştırılmasına yardımcı olmaktadır. Kemik-implant arayüzünde yük transferi, yüklemenin tipi, implant ve protezin materyal özellikleri, implantın geometrisi, uzunluğu, çapı ve şekline bağlıdır. İmplantın yüzey özellikleri, çevreleyen kemiğin kalite ve miktarı ayrıca önem taşımaktadır (21).

1.1.8.4.1.Yüklemenin Tipi

SEA dental implantlara uygulandığında aksiyal ve horizontal kuvvetler (momente neden olan yükler) kadar birleşik yükler (oblik okluzal yükler) de önem kazanmaktadır.

Zhang ve Chen, farklı elastik modülü değerlerine sahip implantlarda 3 boyutlu SEA modellerinde statik ve dinamik yüklemeyi karşılaştırmışlar. Sonuçlar, statik yük modelleri ile dinamik yük modelleri karşılaştırıldığında, elastik modüllerinde dinamik yüklerin farklı maksimum stresler meydana getirdiğini göstermiş.

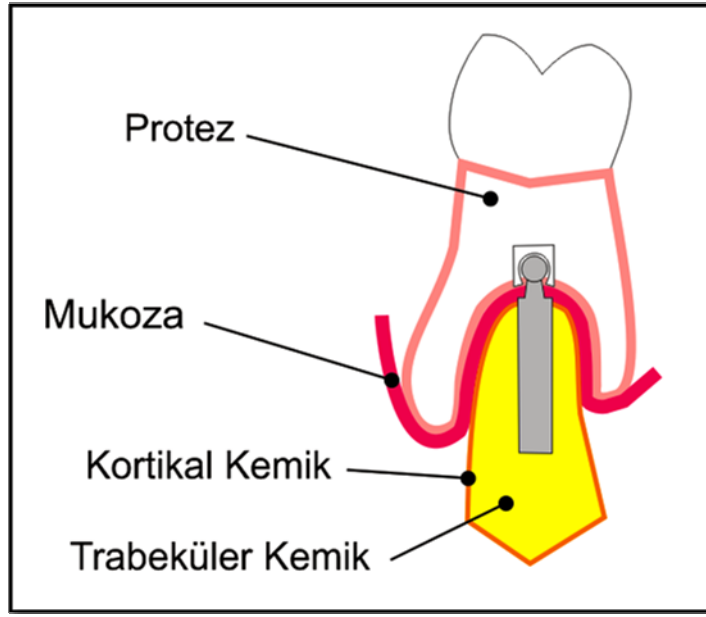
BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, alt çene tam dişsiz olgularda implant üstü bar ve küresel tutucuların farklı tasarımlarda yerleştirilmesi sonucu oluşan kuvvet dağılımını değerlendirebilmek amacıyla 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır.

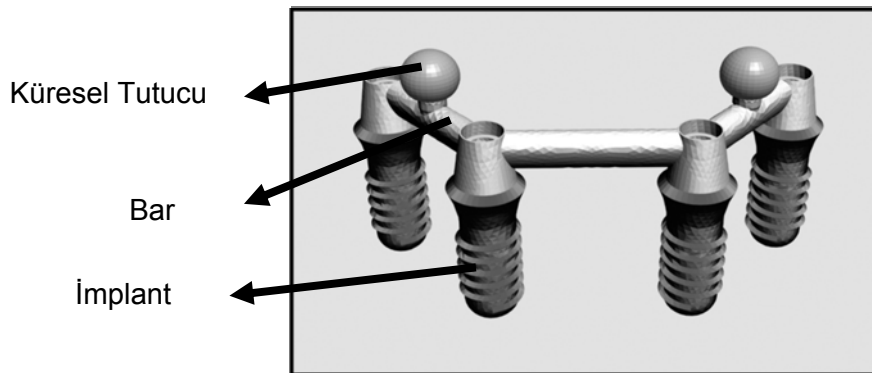
Üç boyutlu sonlu eleman analizi, ALGOR FEMPRO (ALGOR Inc., Pitsburg, USA; Part No. 3201.326) bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır. ALGOR FEMPRO sonlu elemanlar analiz programı; modelleme, simulasyon, sonuçların değerlendirilmesi ve sunum gibi tüm alanlarda kullanılmaktadır. ALGOR FEMPRO daha büyük ve kompleks modellerin sonlu eleman ağınn oluşturulması ve analiz etme olanağı sunmaktadır. Bu program ile modeller yaklaşık 2 milyon solid eleman ağı oluşturulmakta ve modeller üzerinde linear analiz yapabilme imkanı sunmaktadır.

Üç farklı tasarımdaki implant üstü bar ve küresel tutucuların kuvvet dağılımını değerlendirebilmek amacıyla tam dişsiz bir alt çenenin bilgisayar ortamında modellenmesi yapılmıştır. Trabeküler kemik kortikal kemiğin içerisinde solid bir yapı olarak modellenmiştir. Alt çene kemiği modellenirken kesit kalınlıkları trabeküler kemik için 20 mm, kortikal kemik için 1 mm ve mukoza kalınlığı 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Modelin toplam yüksekliği 23 mm'dir (Resim 18).



Resim 18: Modelleme Öncesi Alt Çenenin Planlanması

Çalışmamız için 3,75x13 mm'lik vidalı, silindirik titanyum implantlar (ITI; Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) seçilmiştir. Klinik uygulamalara uygun olarak implant üst yapıları için bar bağlantısı 2 mm çapında, dairesel ve altın alaşımı olarak modele edilirken, küresel tutucular 2 mm çapında ve titanyum olarak modele edilmiştir (Resim 19).



Resim 19: İmplant, Bar ve Küresel Tutucu Modellemesi

Modellemelerde kullanılan bütün materyallerin linear elastik, homojen ve izotropik olduğu ve implant- kemik arayüzü arasında sabit bir bağlantının olduğu varsayılmıştır. Sonlu eleman analizinde oluşturulan matematiksel modelde analizlerin yapılabilmesi için tüm materyallerin Elastiklik modülleri (E) ve Poisson oranları (μ) bilgisayar programına yüklenmiştir. Materyallerin elastik özellikleri literatürden alınmış ve tablo 1’de belirtilmiştir (77).

Materyal	Elastik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Trabeküler Kemik	1,370	0.30
Kortikal Kemik	13,700	0.30
Mukoza	1	0.37
Titanyum	103,370	0.33
Altın	93,000	0.36
Akrilik Rezın	3,000	0.33

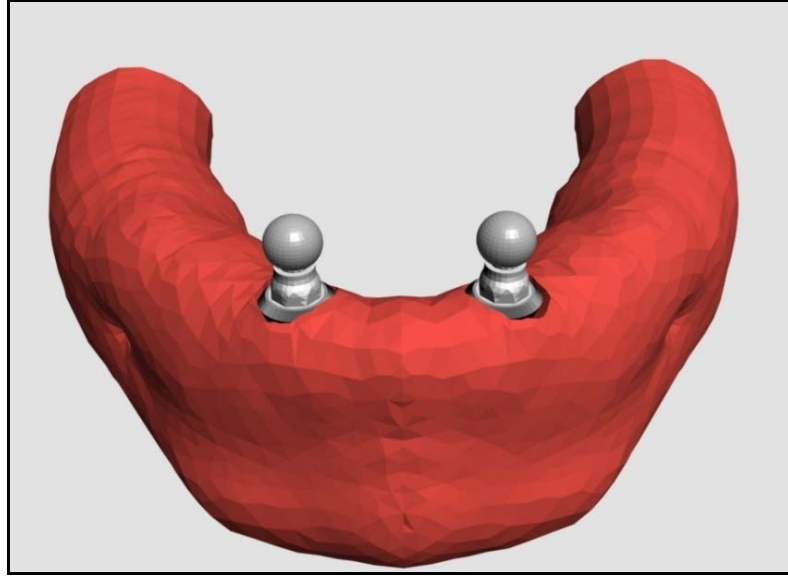
Tablo 1: Kullanılan Materyallerin Elastik Modülleri ve Poisson Oranları

Sonlu eleman analizi için tam dişsiz bir alt çenenin 2 ve 4 implantlı üç farklı modellemesi yapılmıştır. İmplant üst yapısı olarak bar bağlantı ve küresel tutucuların farklı tasarımları kullanılmıştır.

2.1. MODELLEMELER

2.1.1. Modelleme 1

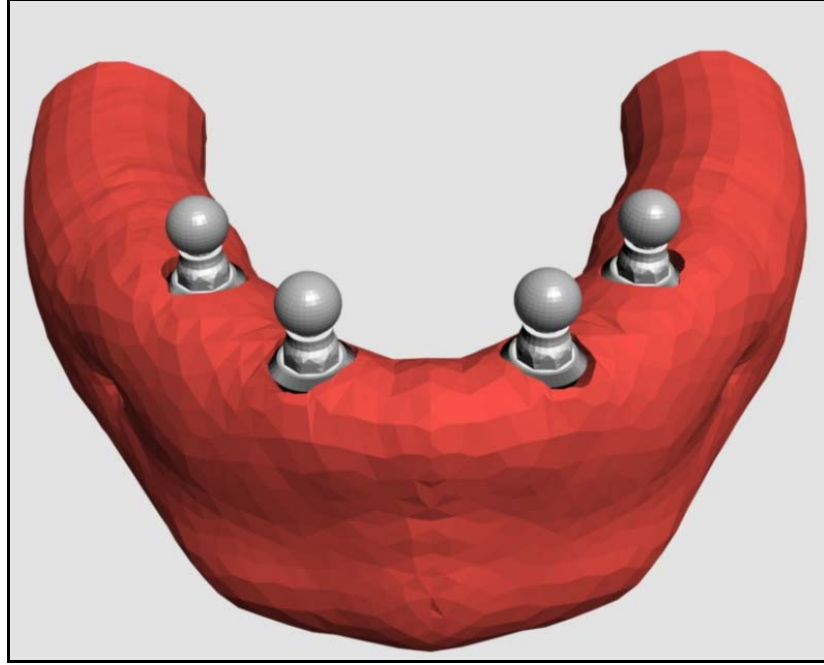
Tam dişsiz bir alt çenede 2 adet implantın yerleştirildiği bir model elde edilmiştir. İmplantlar lateral diş bölgesine, birbirlerine göre simetrik ve orta çizgiden 10 mm uzaklıkta yerleştirilmiştir. İmplant styapısı olarak küresel tutucular kullanılmıştır (Resim 20).



Resim 20: Modelleme 1 (2 implant + 2 küresel)

2.1.2. Modelleme 2

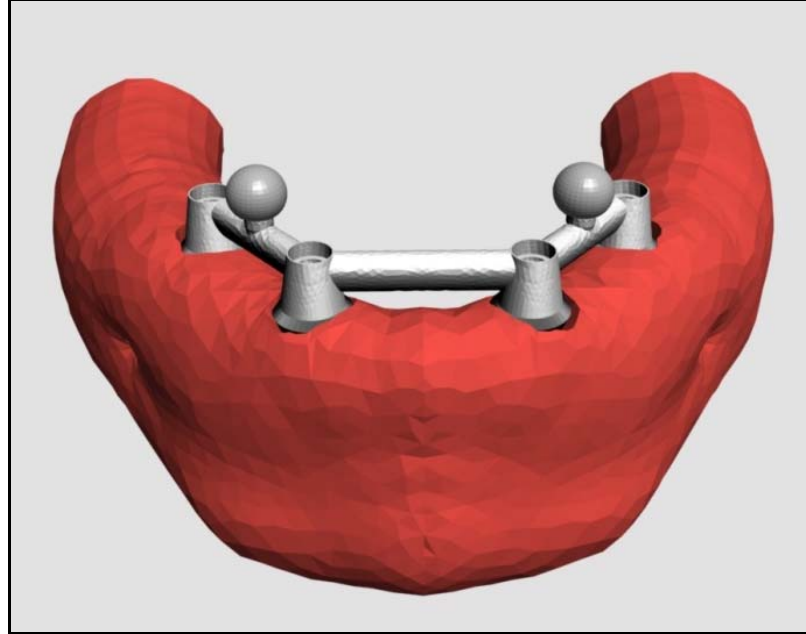
Modelleme 2’de mental foramenler arasındaki bölgeye 4 adet implantın yerleştirildiği bir modelleme yapılmıştır. Modelleme 1’de lateral diş bölgesine yerleştirilen implantlardan 10 mm ve orta çizgiden 20 mm uzaklıkta birbirlerine göre simetrik 2 adet implant daha yerleştirilmiştir. İmplant üstyapısı olarak küresel tutucular kullanılmıştır (Resim 21).



Resim 21: Modelleme 2 (4 implant + 4 küresel)

2.1.3. Modelleme 3

İmplant yerleşimlerinin modelleme 2 ile aynı olduğu bir modelleme yapılmıştır. İmplant üstyapısı olarak bar bağlantılar ve küresel tutucular birlikte kullanılmıştır. İmplantlar birbirlerine barlar ile sabitlenmiş, ön ve arka grup implantlar arasındaki bar bağlantılarının tam ortasına 2 adet küresel tutucu yerleştirilmiştir (Resim 22).



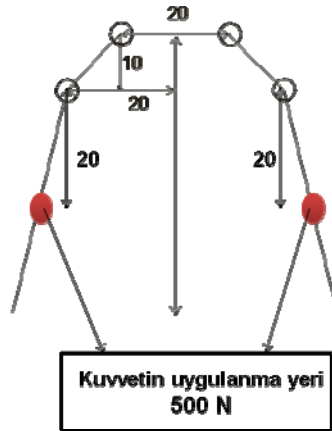
Resim 22: Modelleme 3 (4 implant + bar + 2 küresel)

Modellemelerde kullanılan eleman ve düğüm noktalarının sayısı tablo 2’de verilmiştir.

	Modelleme 1	Modelleme 2	Modelleme 3
Eleman Sayısı	176581	272290	289736
Düğüm Noktası Sayısı	32471	49366	56029

Tablo 2: Modellemelerde Kullanılan Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı

Sonlu elemanlar modelinin matematiksel analizinde kemik, implantlar, bar bağlantı ve küresel tutucular etrafında oluşan stres dağılımını inceleyebilmek için modellemesi yapılan proteze kuvvet uygulanmıştır. Kuvvet her bir modelleme için tek taraflı ve çift taraflı olmak üzere ayrı ayrı uygulanmıştır. Kuvvet arka grup implantlardan 20 mm uzaklıkta, birinci büyük azı dişinin merkezi fossasına dikey doğrultuda ve 500 N büyüklüğünde uygulanmıştır. Çift taraflı kuvvetler birbirlerine göre simetrik olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 4).



Şekil 4: İmplantların Alt Çenedeki Dağılımı ve Uygulanan Kuvvetin Yeri ve Büyüklüğü

BÖLÜM III

BULGULAR

ALGOR FEMPRO bilgisayar programı kullanılarak tam dişsiz alt çene modellerinin analiz çözümü yapılarak implant, küresel tutucular ve barlar için Von Mises stres değerine, trabeküler ve kortikal kemik için ise maksimum ve minimum principle stres değerlerine bakılmış ve lokalizasyonları belirlenmiştir. Ayrıca aynı bilgisayar programı yardımı ile modellerin analizinden sonra görüntüleri elde edilmiştir.

Herbir analiz için renk skalaları ayrı ayrı oluşturulmuştur ve skalalar her modellemenin kenarında ayrı ayrı verilmiştir. Renk skalalarındaki minimum ve maksimum değerler tablolarla gösterilmiştir.

Sonlu eleman analizinde oluşturulan matematiksel model üzerinde yapılan analizlerin yorumlanabilmesi için kullanılan mukavemet değerleri tabloda verilmiştir (Tablo 3).

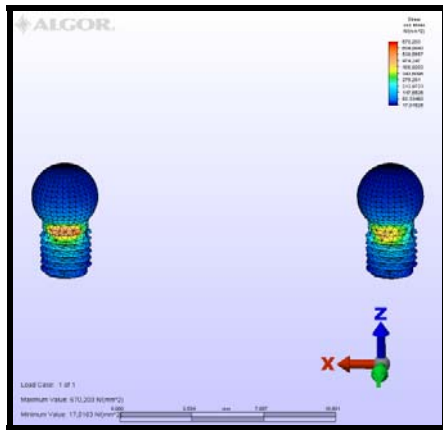
Materyal	Mukavemet Değerleri (N/mm²)
Titanyum	240-550
Altın	207-310
Trabeküler Kemik	6,9x10
Kortikal Kemik	6,9x10

Tablo 3: Materyallerin Mukavemet Değerleri (56)

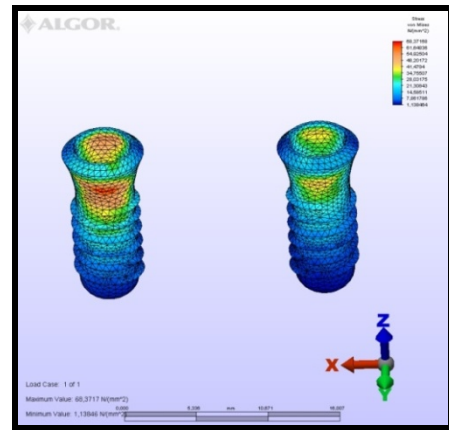
3.1. MODELLEME 1

3.1.1. Modelleme 1 İçin Çift Taraflı Kuvvet

Modelleme 1’de (iki implant ve iki küresel tutucu) çift taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri küresel tutucuların distal boyun kısımlarında ($604,88 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 23). Bu değer titanyumun mukavemet değerinin üzerinde olduğu için materyalin deforme olma riski yüksektir. İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri implantların mezyal ve distal boyun kısımlarına yakın yerlerde ($61,64 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 24). Elde edilen stres değeri mukavemet değerinin altında olduğu için güvenlidir (Tablo 4).

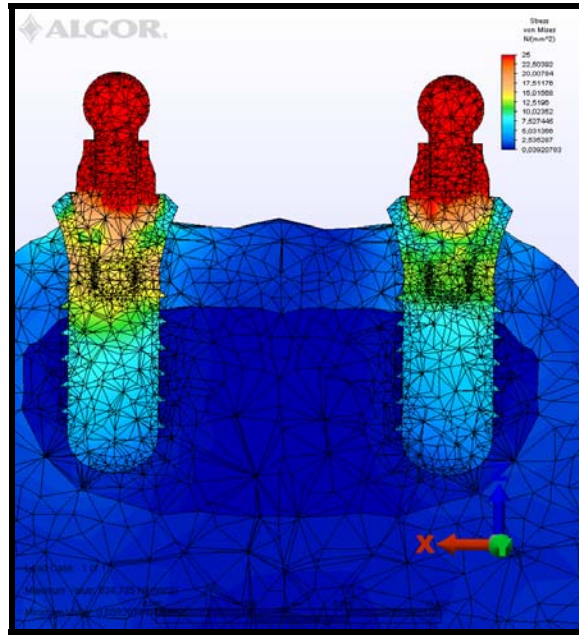


Resim 23: Küresel Tutucu



Resim 24: İmplant

İmplantlar ve küresel tutuculardan vertikal kesit alındığında küresel tutucularda ve implantların boyun kısımlarında maksimum Von Mises stres değeri (24 N/mm^2) gözlenmiştir (Resim 25). Stres değeri renk skalasında kırmızı renge denk gelmesine rağmen titanyumun mukavemet değer aralığındadır (Tablo 4).



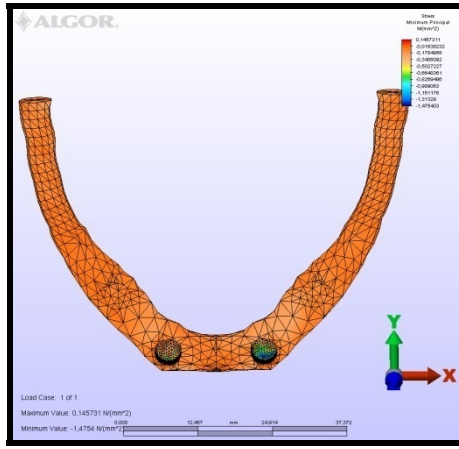
Resim 25: Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D
Küresel Tutucu	17,0163	670,203	604,88
İmplant	1,13846	68,37168	61,64
Vertikal Kesit	0,0392078	25	24

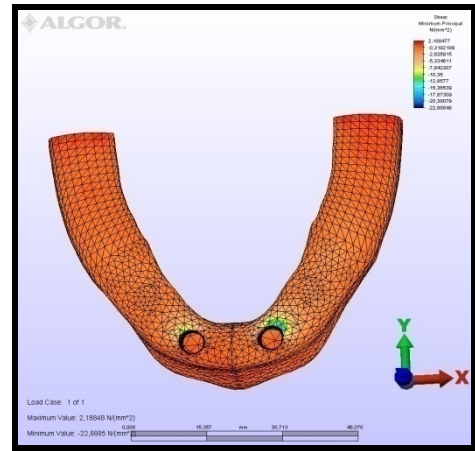
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V. M St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 4: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm^2)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; minimum principle stres değeri implantların apikalindeki trabeküler kemikte ($-1,45 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 26), kortikal kemikte implantların boyun çevresinde ($-15,36 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 27). Bu değerler renk skalalarındaki yerlerine göre fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 5).



Resim 26: Trabeküler Kemik



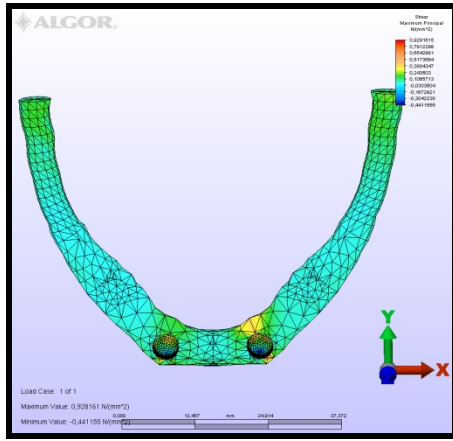
Resim 27: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Min. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-1,4754	0,145731	-1,45
Kortikal Kemik	-22,8885	2,18848	-15,36

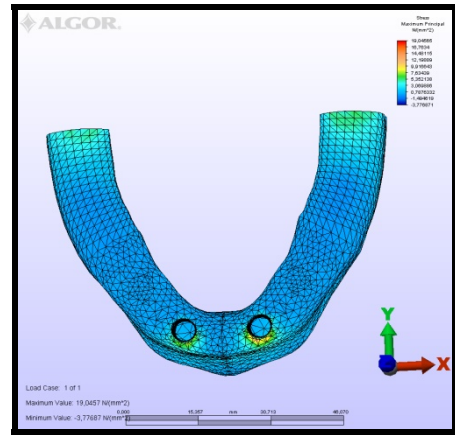
Min. S. D. : Minimum Skala Değeri, Maks. S. D. : Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D. : Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 5: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum principle stres değeri trabeküler kemikte implantların apikalindeki ve çevresindeki kemikte ($0,32 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 28), kortikal kemikte implantların çevresindeki kemikte ($8,55 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 29). Bu değerler renk skalalarındaki yerlerine göre fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 6).



Resim 28: Trabeküler Kemik



Resim 29: Kortikal Kemik

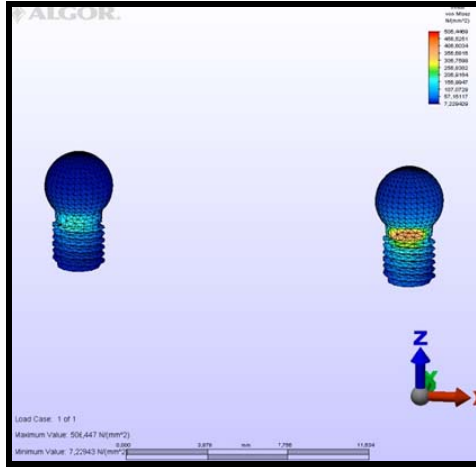
Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,441155	0,928161	0,32
Kortikal Kemik	-3,77687	19,0457	8,55

Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

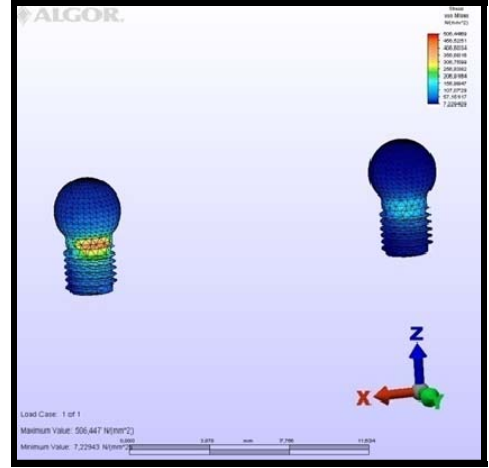
Tablo 6: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

3.1.2. Modelleme 1 İçin Tek Taraflı Kuvvet

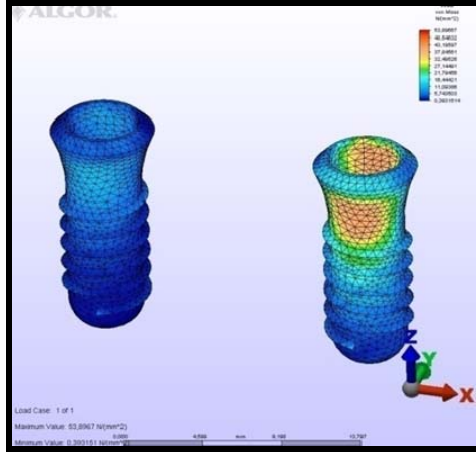
Tek taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta küresel tutucunun mezyal ve distal boyun kısmında ($456,52 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir. Stres değerlerinin n ve arka yüz görüntüleri Resim 30a ve 30b'de ayrı ayrı verilmiştir. Bu değer titanyumun mukavemet değerleri arasındadır ancak st sınır değerine yakındır. İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı taraftaki implantın mezyal ve distal boyun kısmına yakın yerlerinde ($43,19 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir. Stres değerlerinin n ve arka yüz görüntüleri Resim 31a ve 31b'de ayrı ayrı verilmiştir. Elde edilen stres değeri mukavemet değerinin altında olduğu için güvenlidir (Tablo 7).



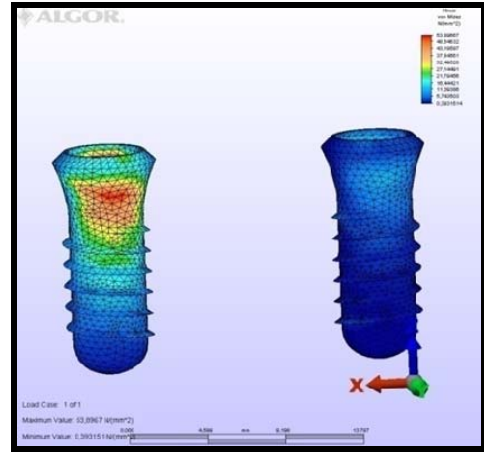
Resim 30a: Küresel Tutucu n
Yüz Görüntüsü



Resim 30b: Küresel Tutucu Arka
Yüz Görüntüsü

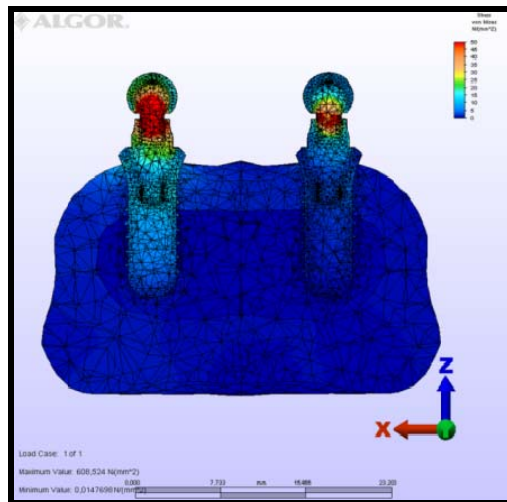


Resim 31a: İmplant Ön Yüz
Görüntüsü



Resim 31b: İmplant Arka Yüz
Görüntüsü

İmplantlar ve küresel tutuculardan vertikal kesit alındığında, kuvvetin uygulandığı taraftaki küresel tutucuda daha fazla olmak üzere her iki küresel tutucunun boyun kısmında maksimum Von Mises stres değeri ($608,524 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 32). Bu değer titanyumun mukavemet değerlerinin üzerinde olduğu için tehlikelidir (Tablo 7).



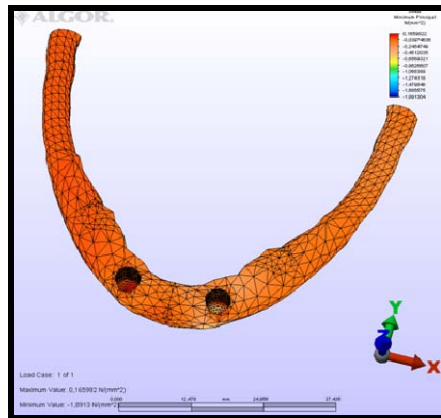
Resim 32 : Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D.
Küresel Tutucu	7,22943	506,447	456,52
İmplant	0,393153	53,8967	43,19
Vertikal Kesit	0,0147698	608,524	608,524

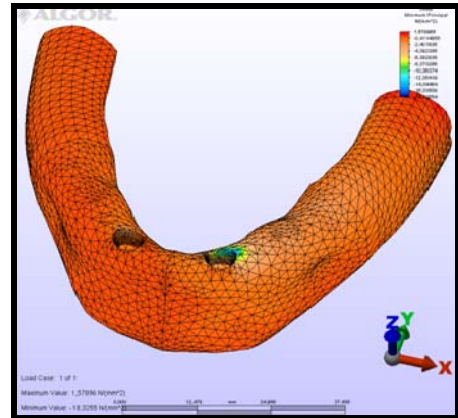
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V. M. St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 7: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm²)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; minimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, implantın apikalindeki trabeküler kemikte (-0,75 N/mm²) gözlenirken (Resim 33), kortikal kemikte kuvvetin uygulandığı tarafta, implantın distalinde (-12,35 N/mm²) gözlenmiştir (Resim 34). Bu değerler renk skalalarındaki yerlerine göre fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 8).



Resim 33: Trabeküler Kemik



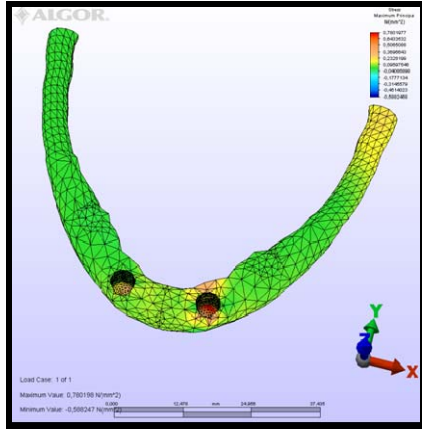
Resim 34: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Min. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-1,8913	0,165982	-0,75
Kortikal Kemik	-18,3255	1,57896	-12,35

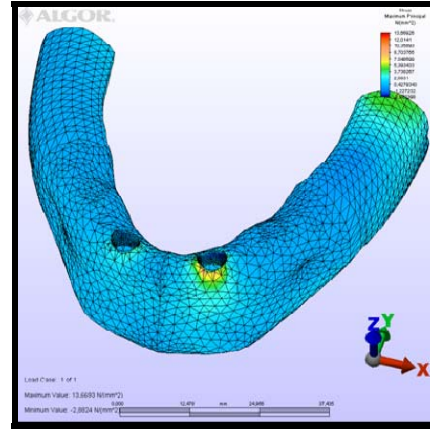
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D.: Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 8: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm²)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, trabeküler kemikte implantın apikalinde distal tarafta (0,78 N/mm²) gözlenirken (Resim 35), kuvvetin uygulandığı tarafta implantın mezyalindeki kortikal kemikte (7,04 N/mm²) gözlenmiştir (Resim 36). Bu değerler renk skalalarındaki yerlerine göre fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 9).



Resim 35: Trabeküler Kemik



Resim 36: Kortikal Kemik

Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,588247	0,78019	0,78
Kortikal Kemik	-2,8824	13,6693	7,04

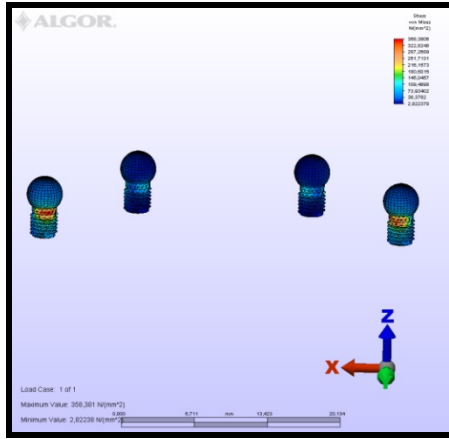
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

Tablo 9: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm²)

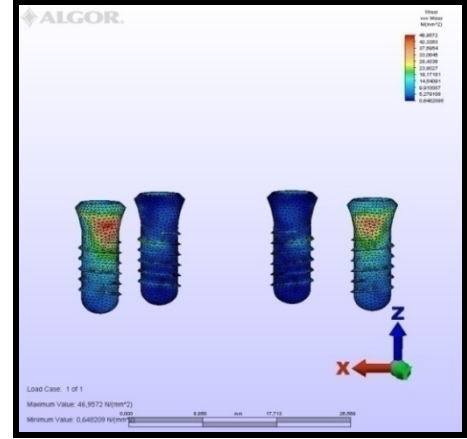
3.2. MODELLEME 2

3.2.1. Modelleme 2 İçin Çift Taraflı Kuvvet

Modelleme 2’de (dört implant ve dört küresel) çift taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri arka grup küresel tutucuların boyun kısımlarında ($335,28 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 37). Bu değer materyalin mukavemet değer aralığındadır. İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri arka grup implantların distal boyun kısımlarında ($44,25 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 38). Bu stres değeri materyalin mukavemet değerinin altındadır (Tablo 10).



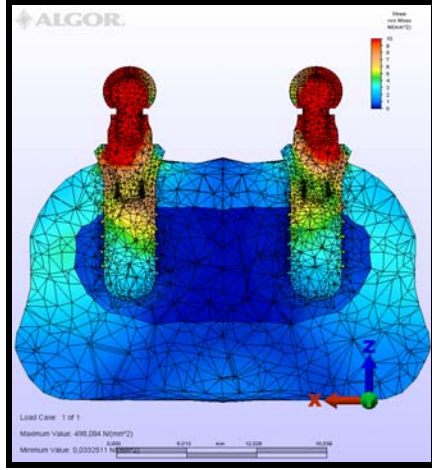
Resim 37: Küresel Tutucu



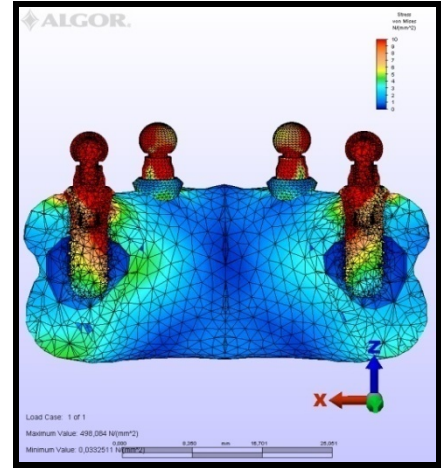
Resim 38: İmplant

İmplantlar ve küresel tutuculardan vertikal kesit alındığında, maksimum Von Mises stres değeri ön grup implantlarda küresel tutucularda ($472,28 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 39), arka grup implantlarda küresel tutucularda ve implantların boyun kısımlarında ($472,28 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 40). Bu değerler

malzemelerin mukavemet değerleri arasında olmasına rağmen üst sınıra yakın olduğu için deforme olma riski yüksektir (Tablo 10).



Resim 39: Ön Vertikal Kesit



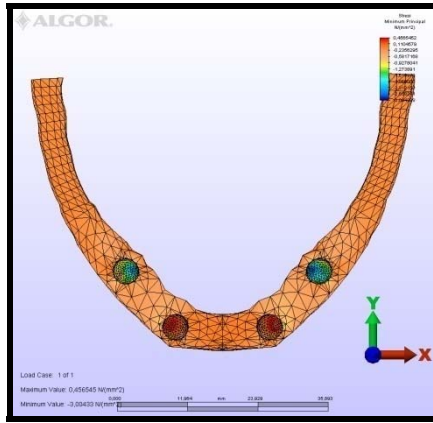
Resim 40: Arka Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D.
Küresel Tutucu	2,82238	358,381	335,28
İmplant	0,648209	46,9572	44,25
Ön Vertikal Kesit	0,0332511	498,084	472,28
Arka Vertikal Kesit	0,0332511	498,084	472,28

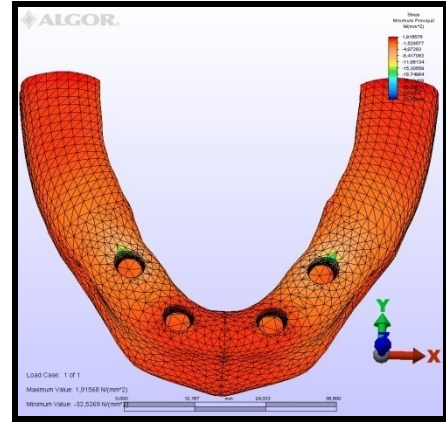
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V. M. St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 10: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm²)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların apikalinde ($-2,65 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 41), kortikal kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların distal kısmında ($-16,74 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 42). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 11).



Resim 41: Trabeküler Kemik



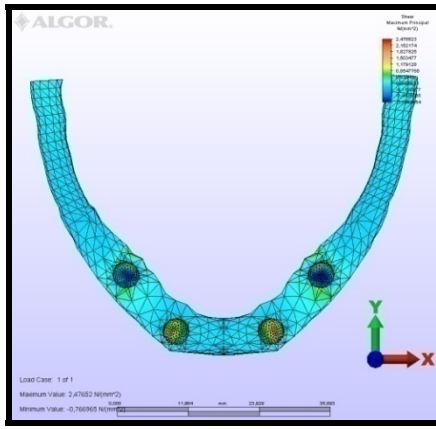
Resim 42: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Min. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-3,00433	0,456545	-2,65
Kortikal Kemik	-32,5269	1,91568	-16,74

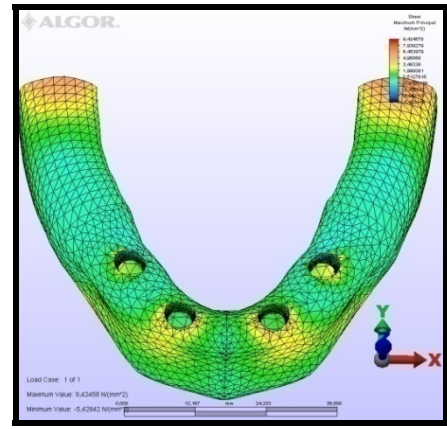
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D.: Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 11: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki maksimum principle stres değeri ön grup implantların apikalinde ($1,00 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 43), kortikal kemikteki maksimum principle stres değeri ön grup implantların vestibül kısmında ($2,45 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 44). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 12).



Resim 43: Trabeküler Kemik



Resim 44: Kortikal Kemik

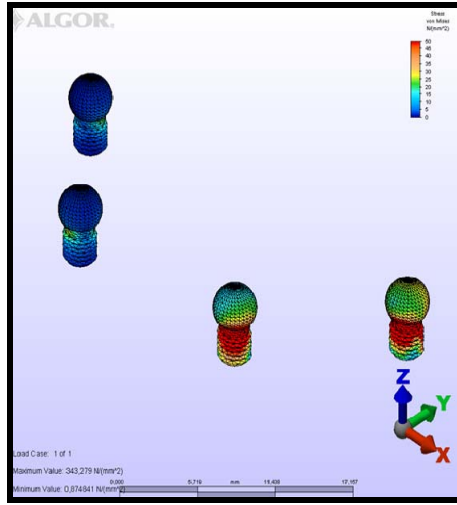
Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,766965	2,47652	1,00
Kortikal Kemik	-5,42842	9,42458	2,45

Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

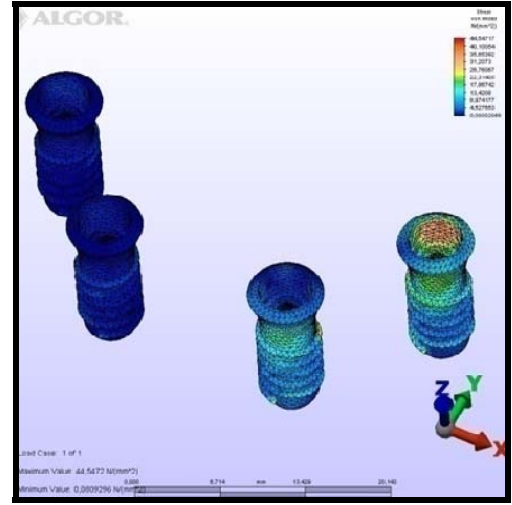
Tablo 12: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

3.2.2. Modelleme 2 İçin Tek Taraflı Kuvvet

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, n ve arka grup küresel tutucuların boyun kısımlarında ($325,38 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 45). Bu değer materyalin mukavemet değer aralığındadır. İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, n ve arka grup implantların distal boyun kısımlarında ($35,65 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 46). Bu stres değeri materyalin mukavemet değerinin altındadır (Tablo 13).

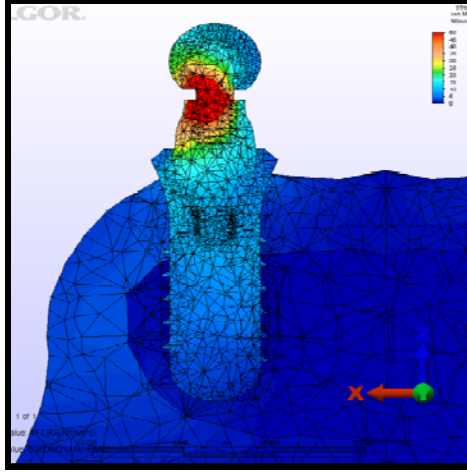


Resim 45: Küresel Tutucu

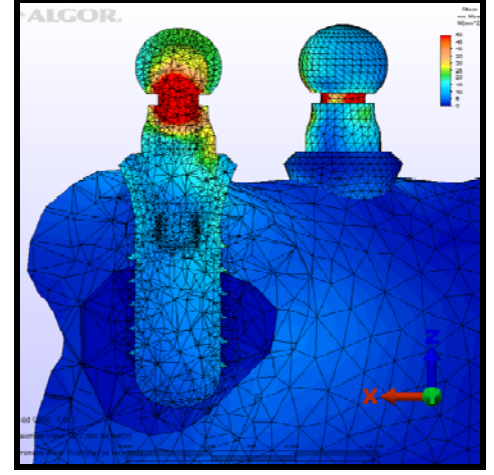


Resim 46: İmplant

İmplantlar ve küresel tutuculardan vertikal kesit alındığında, kuvvetin uygulandığı tarafta, ön ve arka grup implantlardaki küresel tutucuların boyun kısımlarında maksimum Von Mises stres değeri (453,27) gözlenmiştir (Resim 47 ve 48). Bu değerler malzemelerin mukavemet değerleri arasında olmasına rağmen üst sınıra yakın olduğu için deforme olma riski yüksektir (Tablo 13).



Resim 47: Ön Vertikal Kesit



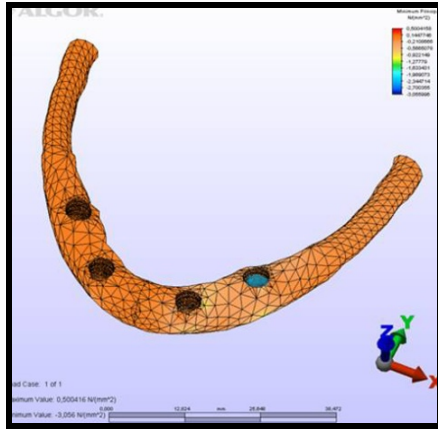
Resim 48: Arka Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D.
Küresel Tutucu	0,874841	343,279	325,38
İmplant	0,0809296	44,5472	35,65
Ön Vertikal Kesit	0,00384214	477,9064	453,27
Arka Vertikal Kesit	0,00384214	477,9064	453,27

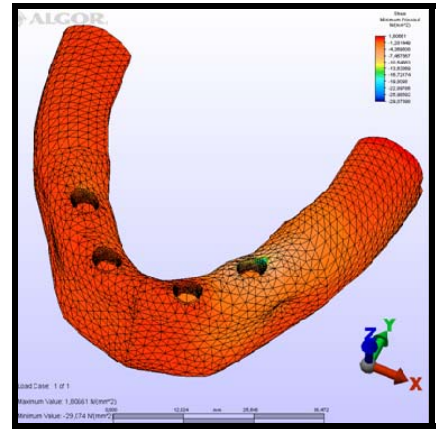
Min. S.D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S.D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V.M.St.D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 13: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm²)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların apikalinde ($-1,06 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 49), kortikal kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların distal kısmında ($-16,72 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 50). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 14).



Resim 49: Trabeküler Kemik



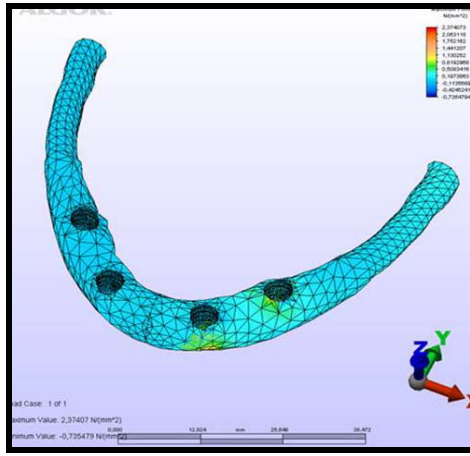
Resim 50: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-3,056	0,500416	-1,06
Kortikal Kemik	-29,074	1,80661	-16,72

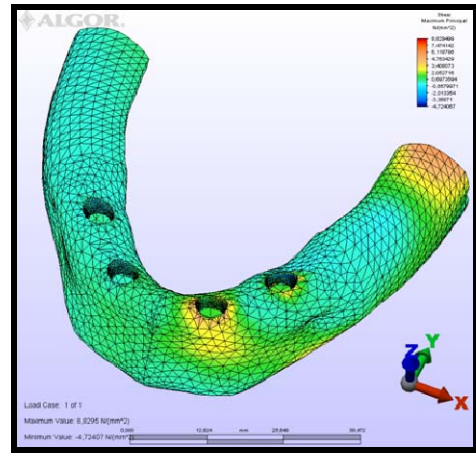
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D.: Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 14: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki maksimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, ön grup implantların apikalinde ($1,13 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 51), kortikal kemikteki maksimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, ön grup implantların bukkalinde ($3,4 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 52). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 15).



Resim 51: Trabeküler Kemik



Resim 52: Kortikal Kemik

Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,735479	2,37407	1,13
Kortikal Kemik	-4,72407	8,8295	3,4

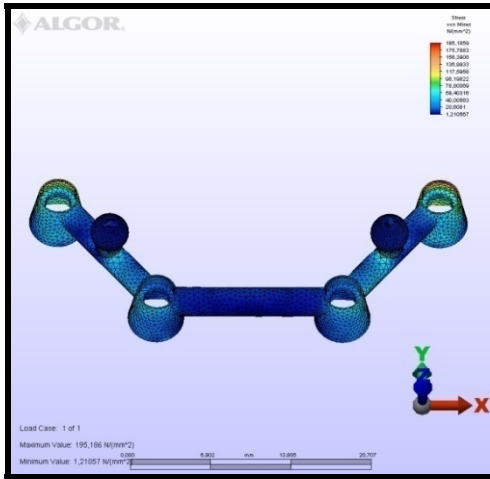
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

Tablo 15: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

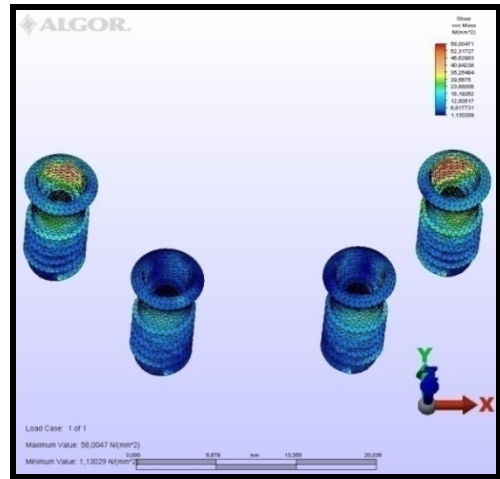
3.3. MODELLEME 3

3.3.1. Modelleme 3 İçin ift Taraflı Kuvvet

Modelleme 3’de (dört implant, bar ve iki küresel) ift taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri arka grup implantlardaki bar bağlantılarının distalinde ($113,25 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 53). İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri arka grup implantların distal boyun kısımlarında ($40,94 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 54). Bar ve implantlar için elde edilen stres değerleri materyallerin mukavemet değerlerinin altındadır (Tablo 16).



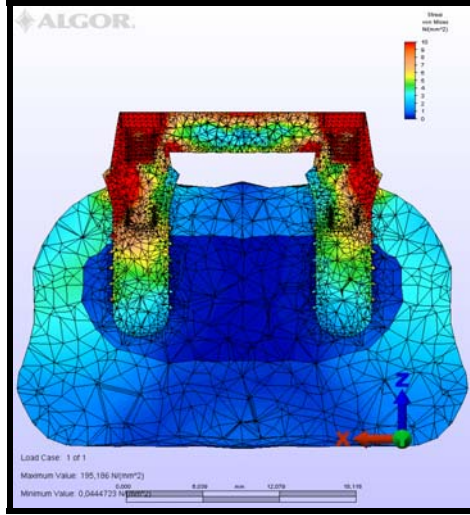
Resim 53: Bar + Küresel Tutucu



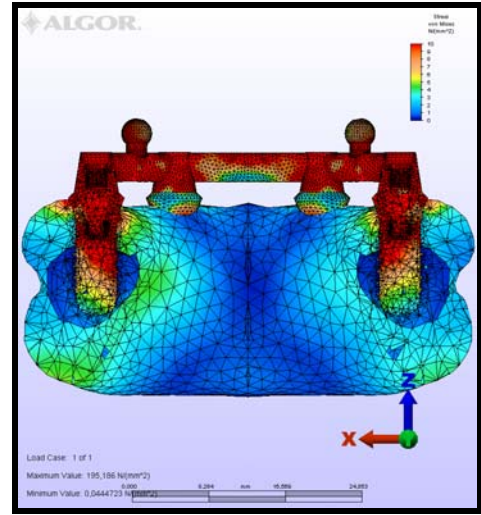
Resim 54: İmplant

İmplantlar ve barlardan vertikal kesit alındığında, ön grup implantlarda barların ve implantların boyun kısımlarında bukkal yüzde maksimum Von Mises stres değeri ($193,45 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 55), arka grup implantlarda maksimum Von Mises stres değeri bar bağlantıda ve implantların orta üçlüsünde ve boyun kısımlarında ($193,45 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 56). Barın üzerindeki

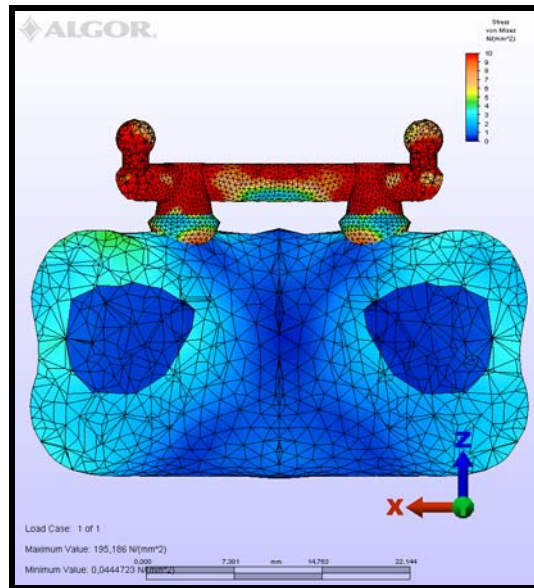
küresel tutuculardan vertikal kesit alındığında, küresel tutucuda maksimum Von Mises stres değeri ($193,45 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 57). Bu değerler mukavemet değerlerinin altındadır (Tablo 16).



Resim 55: Ön Vertikal Kesit



Resim 56: Arka Vertikal Kesit



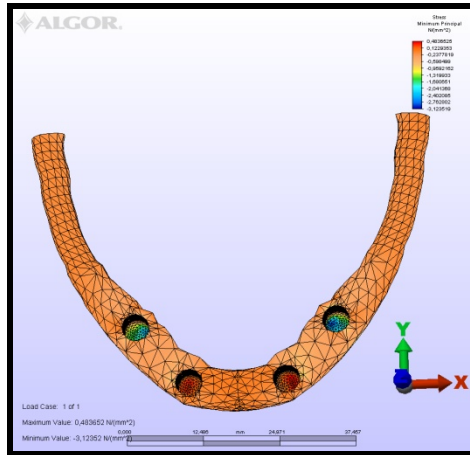
Resim 57: Küresel Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D.
Bar+Küreel	1,21057	195,186	113,25
İmplant	1,13029	58,0047	40,94
Ön Vertikal Kesit	0,0444723	195,186	193,45
Arka Vertikal Kesit	0,0444723	195,186	193,45
Küresel Vertikal Kesit	0,0444723	195,186	193,45

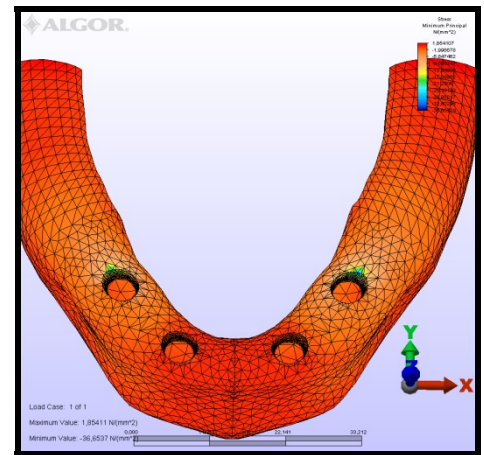
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V. M. St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 16: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm²)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların apikalinde ($-2,04 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 58), kortikal kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantların distal boyun kısmında ($-21,25 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 59). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 17).



Resim 58: Trabeküler Kemik



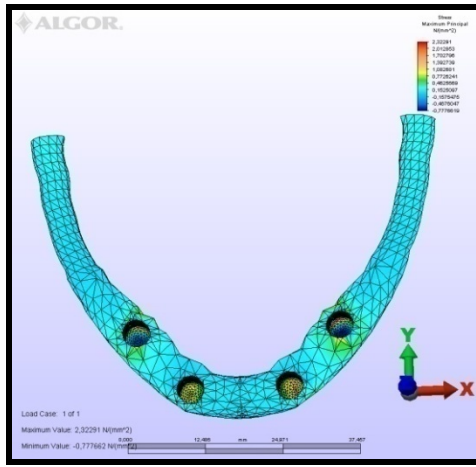
Resim 59: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modeller	Min. S. D.	Maks. S. D.	Min. Pr. St. D.
Trabeküler Kesit	-3,12352	0,483652	-2,04
Kortikal Kesit	-36,6537	1,85411	-21,25

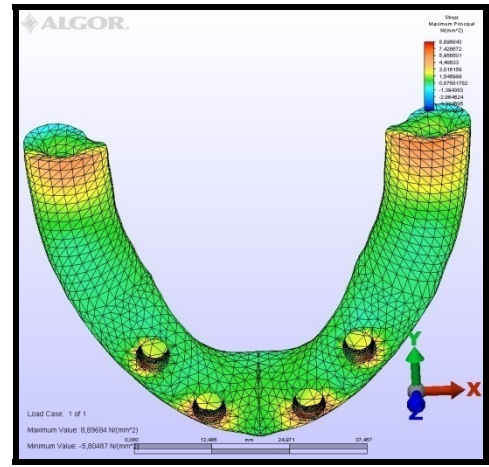
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D.: Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 17: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm²)

Çift taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki maksimum principle stres değeri ön grup implantların apikalinde ($0,92 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 60), kortikal kemikteki maksimum principle stres değeri ön ve arka grup implantların mezyalinde ($4,48 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 61). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisinde (Tablo 18).



Resim 60: Trabeküler Kemik



Resim 61: Kortikal Kemik

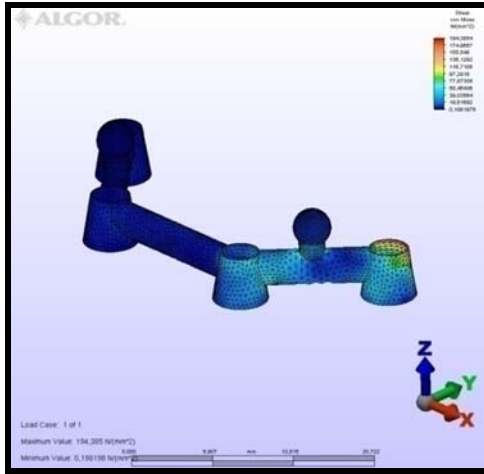
Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,777662	2,32291	0,92
Kortikal Kemik	-5,80487	8,89684	4,48

Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

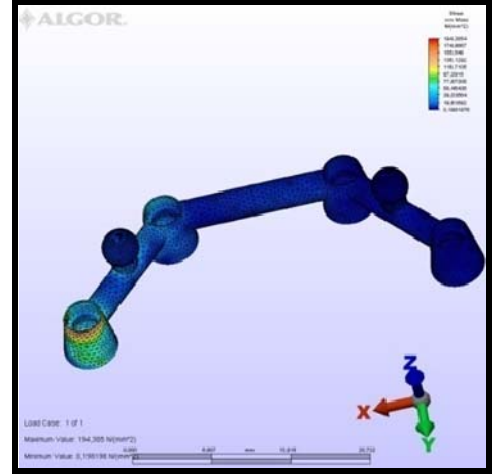
Tablo 18: Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm^2)

3.3.2. Modelleme 3 İçin Tek Taraflı Kuvvet

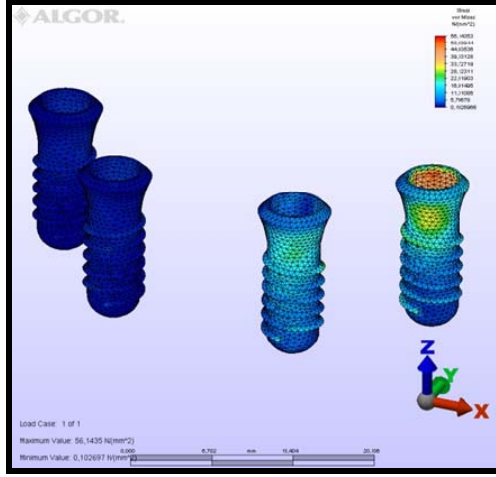
Tek taraflı kuvvet uygulandığında; maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı taraftaki arka grup implantın üzerindeki barın distal kısmında ($136,12 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir. Stres değerlerinin n ve arka yüz görüntüleri Resim 62a ve 62b’de ayrı ayrı verilmiştir. İmplantlar için maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı taraftaki arka grup implantın distal ve mezyal kısmında ($50,53 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir. Stres değerlerinin n ve arka yüz görüntüleri Resim 63a ve 63b’de ayrı ayrı verilmiştir. Elde edilen stres değerleri kullanılan materyallerin mukavemet değerlerinin altındadır (Tablo 19).



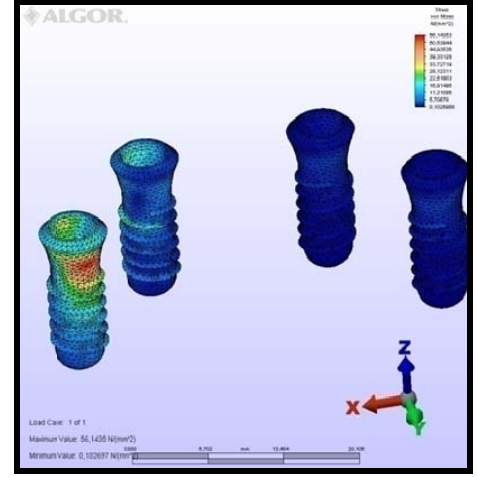
Resim 62a: Bar + Küresel n Yüz
Görüntüsü



Resim 62b: Bar + Küresel Arka Yüz
Görüntüsü

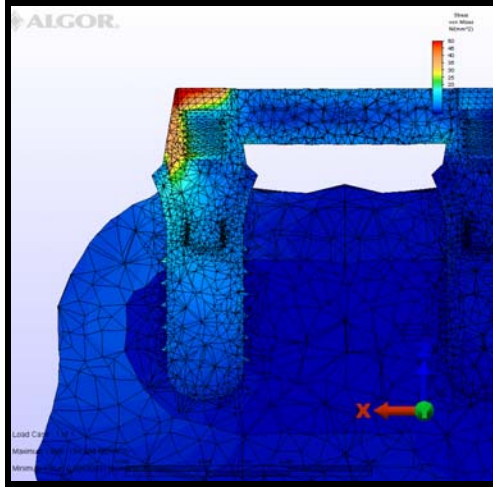


Resim 63a: İmplant Ön Yüz
Görüntüsü

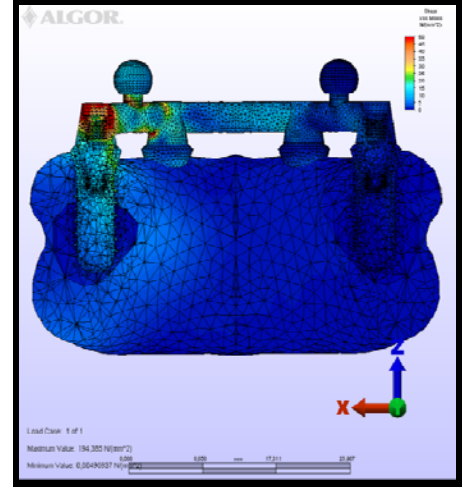


Resim 63b: İmplant Ön Yüz
Görüntüsü

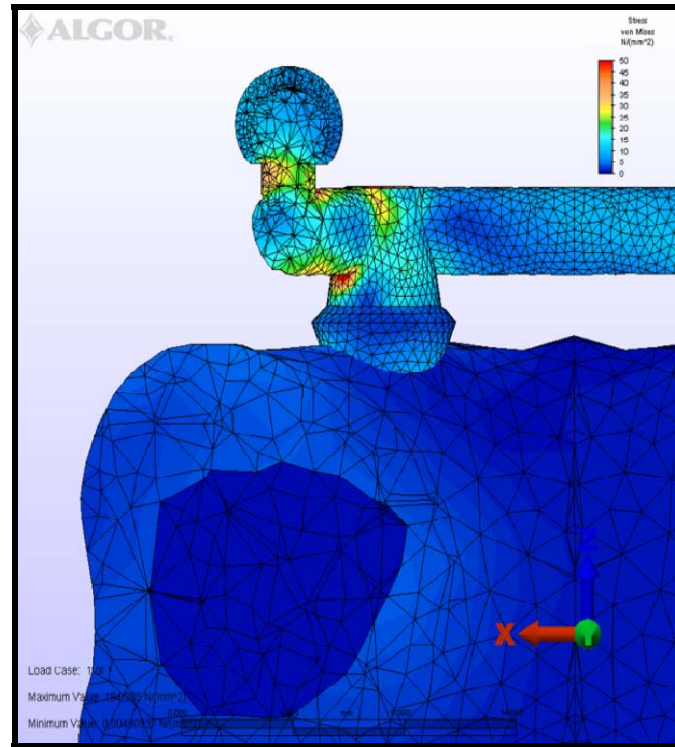
İmplantlar ve barlardan vertikal kesit alındığında, kuvvetin uygulandığı taraftaki ön grup implantlarda barın bukkal yüzünde maksimum Von Mises stres değeri ($153,37 \text{ N/mm}^2$) gözlenirken (Resim 64), arka grup implantlarda maksimum Von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı taraftaki bar tutucuda ve küresel tutucunun boyun kısmında ($153,37 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 65). Barın üzerindeki küresel tutucudan vertikal kesit alındığında kuvvetin uygulandığı taraftaki küresel tutucunun bukkal yüzünde maksimum Von Mises stres değeri ($153,37 \text{ N/mm}^2$) gözlenmiştir (Resim 66). Bu değerler mukavemet değerlerinin altındadır (Tablo 19).



Resim 64: Ön Vertikal Kesit



Resim 65: Arka Vertikal Kesit



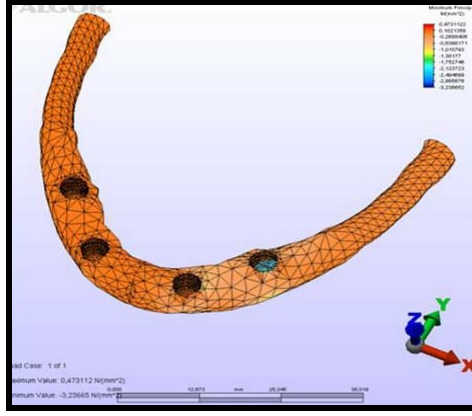
Resim 66: Küresel Vertikal Kesit

Von Mises			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. V. M. St. D.
Bar+Küresel	0,198198	194,385	136,12
İmplant	0,102697	56,1435	50,53
Ön Vertikal Kesit	0,00490937	194,385	153,37
Arka Vertikal Kesit	0,00490937	194,385	153,37
Küresel Vertikal Kesit	0,00490937	194,385	153,37

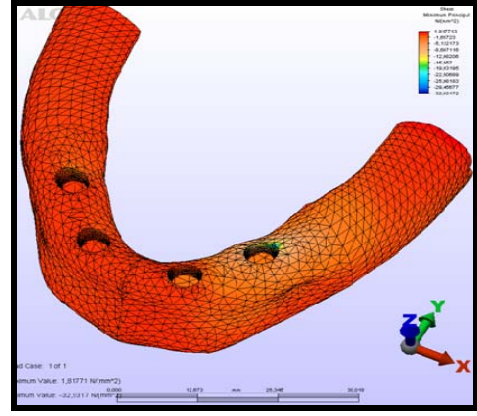
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. V. M. St. D.: Maksimum Von Mises Stres Değeri

Tablo 19: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Von Mises Stres Değerleri (N/mm²)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki minimum principle stres değeri, kuvvetin uygulandığı taraftaki arka grup implantın apikalinde (-1,06 N/mm²) gözlenirken (Resim 67), kortikal kemikteki minimum principle stres değeri arka grup implantın distal kısmında (-22, 50 N/mm²) gözlenmiştir (Resim 68). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 20).



Resim 67: Trabeküler Kemik



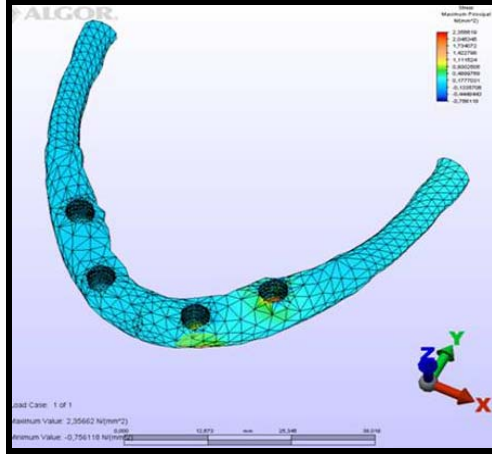
Resim 68: Kortikal Kemik

Minimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Min. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-3,23665	0,473112	-1,06
Kortikal Kemik	-32,9317	1,81771	-22,50

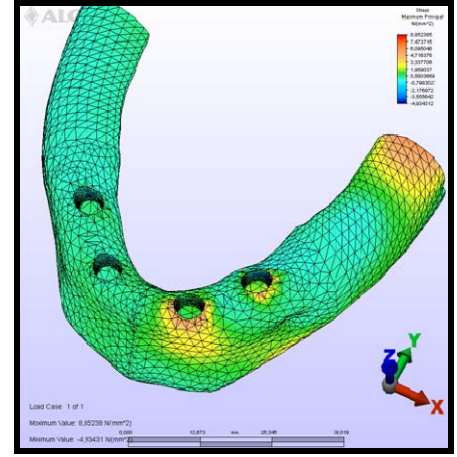
Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Min. Pr. St. D.: Minimum Principle Stres Değeri

Tablo 20: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Min. Principle Stres Değerleri (N/mm²)

Tek taraflı kuvvet uygulandığında; trabeküler kemikteki maksimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, ön grup implantın apikalinde (1,11 N/mm²) gözlenirken (Resim 69), kortikal kemikteki maksimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı tarafta, ön ve arka grup implantların mezyobukkal boyun kısmında (3,33 N/mm²) gözlenmiştir (Resim 70). Bu değerler kemik için fizyolojik limitler içerisindedir (Tablo 21).



Resim 69: Trabeküler Kemik



Resim 70: Kortikal Kemik

Maksimum Principle			
Modellemeler	Min. S. D.	Maks. S. D.	Maks. Pr. St. D.
Trabeküler Kemik	-0,756118	2,35662	1,11
Kortikal Kemik	-4,93431	8,85238	3,33

Min. S. D.: Minimum Skala Değeri, Maks. S. D.: Maksimum Skala Değeri, Maks. Pr. St. D.: Maksimum Principle Stres Değeri

Tablo 21: Tek Taraflı Kuvvet Uygulandığında Maks. Principle Stres Değerleri (N/mm²)

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Son yıllardaki teknolojik gelişmelere paralel olarak diş hekimliğinde implant uygulamalarının sayısı artmıştır (64). Bu gelişmelerin tanı amaçlı üç boyutlu modellemelerden ve kemiğin yetersizliğinde kullanılan greft malzemelerine kadar birçok değişik alanda karşımıza çıktığını görmekteyiz.

Tam dişsizlik olgularında implant uygulanmak istendiğinde kemiğin anatomik özellikleri (mental foramenler, mandibular kanal, maksiller sinüs) ile kemiğin hacimsel boyutları ve kemik kalitesi ilk aşamada değerlendirilmelidir. Sonraki süreçte bu sayılan unsurlara göre implantların yerleri, boyutları ve sayıları belirlenmektedir. Bu verilerin ışığı altında protez üst yapısının tarzı ve maliyeti esas sonucu şekillendirecektir (5, 13, 68, 71).

İmplant uygulamalarının diş hekimliğinde kullanımının yaygınlaşması, beraberinde gelen sorunların çözümlerine yönelik yeni araştırmaların yapılmasını gerekli kılmıştır. Bu bağlamda biyomekanik açıdan kemik, implant ve protez üçgeninde oluşan kuvvet dengelerinin oluşturduğu streslerin irdelenmesi yüksek maliyetlerle oluşturulan protezlerde hataların daha az yapılmasını sağlayacaktır. Tarihsel süreçte kuvvet analiz yöntemlerine baktığımızda, fotoelastik, gerilim ölçer, lazer ışınli, kırılğan vernik gibi stres dağılımını gösteren birçok analiz yöntemi kullanılmıştır. Diğer analiz yöntemlerine göre sonlu elemanlar analizinin gerçeğe en yakın sonuçları yansıttığı bildirilmiştir (52, 54, 71, 74).

Kemik, implant ve protez bütünlüğü içinde stres bölgelerinin yerleri, sayısal değerleri, dağılımları ve sınırları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile hesaplanabilmektedir. Ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle protez, implantlar ve kemik mümkün olduğunca gerçeğe yakın modellenebilmektedir (33, 54). Bu avantajları nedeniyle bizde çalışmamızda üç boyutlu ALGOR FEMPRO sonlu elemanlar analiz programını kullanıldık.

Sözünü etmiş olduğumuz teknolojik gelişmeler doğrultusunda, sonlu elemanlar yöntemi başlangıçta iki boyutlu olarak yapılırken, şimdi dijital ortamda üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Üç boyutlu sonlu eleman analizinde daha gerçekçi sonuçların elde edildiği literatürlerde bildirilmiştir (**Hata! Başvuru kaynağı bulunamadı.**, 53, 75). İki boyutlu ve üç boyutlu sonlu eleman analizlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Üç boyutlu modellemelerde ise, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşıldığı bildirilmiştir (34).

Meijer ve arkadaşları, iki ve üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizlerini üç değişik model üzerinde karşılaştırmışlar, sonuçta üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (49). Daha önce yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında alt çene kemiği dikdörtgen prizma formunda modele edilmiştir. Ancak bu yöntemle gerçekleştirilen çalışmaların anatomik koşulları tam olarak taklit edemeyeceği düşüncesinden hareket ederek çalışmamızda anatomik boyutlara uygun bir alt çene kemiği modellenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının en önemli dezavantajı üç boyutlu bir modelleme yapıldığında dahi, implant protez ara bağlantısında harekete izin veren bir elemanın kullanıldığı klinik koşulları taklit edememesidir. Doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içinde ivmelenerek değişkenlik gösteren unsurların sabit eleman olarak kabul edilmesi, tam anlamıyla gerçekçi bir durumun analizine olanak vermemektedir.

Çalışmamızın hipotezini oluşturan, implant protez ara bağlantısı olarak kullandığımız iki küresel tutucunun oluşturacağı menteşe eksenini ile protezin arka bölgesinde işlevsel hareketler sırasında oluşacak dikey yöndeki hareketliliğin, implantlarda streslere yol açmayıp, mukoza rezilyansı ile kemik dokuyu indükleyip, kemik erimesine engel olabileceği doğrultusundaki modellemenin eksik kaldığı kanısındayız. Başarılı protezlerin arkasında göz ardı edilmemiş fizik kurallarının varlığı yadsınmaz. Fizik kuralları ve protez dendiğinde de kaldırma sistemleri gündeme gelmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan tüm çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda kullandığımız matematiksel model homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip olarak kabul edilmiştir. Fakat bu özellikler doğal dokularda değişkenlik gösterebilmektedir. Ayrıca çalışmamızda kabul ettiğimiz kemik-implant ara yüzeyindeki %100'lük osteointegrasyon, her zaman klinik olarak gerçekleşmemektedir. Bu yüzden bu çalışmaların sonuçlarının klinik koşullara uyarlanmasında sonlu elemanlar analiz yönteminin özünden kaynaklanan eksikliklerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Çalışmamızda modellemeler oluşturulurken cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına ve sonuçları etkileyecek hataların oluşmamasına dikkat edilmiştir.

Ancak üç boyutlu modellemede değişkenlerin çok olması modellerin sayısını ve düğüm ile eleman sayısını arttırmaktadır. Teixeira ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada eleman sayısı ve düğüm noktası sayısı arttıkça sonlu elemanlar analizinde detayın arttığı ve streslerin daha gerçekçi ortaya çıktığı bildirilmiştir (79). Üç boyutlu modelleme yapan Van Zyl ve arkadaşları tek modelde 3400, İplikçioğlu ve Akça tek modelde 16026, Benzing ve arkadaşları oluşturdukları iki modelde yaklaşık 12200 eleman kullanmışlardır (48). Bizim çalışmamızda ise her biri yaklaşık 176581- 289736 elemandan oluşan üç farklı model kullanılmıştır. Çalışmamızda eleman sayısının fazla olmasının stresleri daha gerçekçi olarak ortaya çıkardığını düşünmekteyiz.

Meijer ve arkadaşları (48) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında alt çenenin deformasyonunun oluşan gerilim miktarında etkili olduğunu; alt çene deformasyonu dikkate alınmaz ise analizlerin eksik olacağını belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda, sınır koşullarını sadece ramus bölgesinde hareketsiz kabul ederek mandibulanın deformasyonuna izin verecek şekilde bir modelleme yapılmıştır.

İmplant destekli hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmıştır. Halen bu konu üzerindeki tartışmalar devam etmektedir (23, 47, 65, 76). Tedavi planlaması yapılırken protezi destekleyecek implant sayısını belirlemek en zor kararların başında gelmektedir. Dişsiz sahalara genişledikçe kullanılacak implant sayısının artırılması ile ilk aşamada maddi olarak baş gösteren zorluklar, cerrahi işlemler sırasında anatomik sınırlılıkların oluşturacağı sıkıntılar (implantların birbirine paralel olmaması vs.) ve sonrasındaki ölçü aşaması ve izleyen süreçte protetik giriş yollarının oluşturulmasında da sorunlara neden olabilmektedir. Az sayıda implantla yapılacak

sabit protezlerde, implantlardan birinin kaybının bütün restorasyonun prognozunu etkileyeceği için daha az riskli tedavi alternatifleri düşünülmesi önerilmiştir (78).

Batenburg ve arkadaşları (6, 47) yaptıkları bir literatür derlemesinde alt çene implant destekli hareketli protezlerde destek implant sayısının 2 ile 4 arasında değiştiğini bildirmişlerdir. İleri derecede rezorbsiyona uğramış alt çenelerde hasta memnuniyetini arttırmak için genellikle iki implant ile destekli hareketli protezin yeterli olduğu bildirilmiştir.

Literatürlerde dört implantın kullanılmasının gerektirdiği durumlara baktığımızda; implant boyutları 10 mm'den kısa ve 3,5 mm çapından küçük olduğunda, karşıt çenesi tam dişli hastalarda homojen kuvvet dağılımı istendiğinde, kronik mukoza ağrısı şikayeti sebebiyle mukoza desteği kullanılmayacaksa, yüksek retansiyon beklentileri olduğunda, kas bağlantılarının yüksek ve keskin mylohyoid kenarın var olduğu durumların sıralandığını görmekteyiz (17, 20, 23, 65).

Burns (9), implant destekli hareketli protezlerde destek olacak implantların sayısı üzerine tartışmaların devam ettiğini bildirmiştir. Genelde 2 veya 4 implantın tercih edildiğini, 2 implantın minimum olduğunu artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırıldığını belirtmiştir. İmplant biyomekaniğinde destek implant sayısının önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir. İmplant sayısı 2'den 4'e doğru arttıkça implantlara gelen yüklerin azaldığı bildirilmiştir (17, 56).

Alveol kemiğin şeklinin biyomekanikte doğrudan etkili olduğu bildirilirken, implant uzunluğunun doğrudan / dolaylı bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Bükülme dayanıklılığı uzun implantlarda daha yüksek bulunmuştur. İki implant yerleştirildiğinde veya yerleştirilen bütün implantlar aynı düz çizgide ise biyomekanik açıdan uygun olmayan bir durum ortaya çıkmaktadır (25).

Çalışmamızda implant sayısını belirlerken bu tartışmalar doğrultusunda 2 ve 4 implant üzerinde farklı tutucu seçeneklerinin karşılaştırılması denenmiştir.

Klemetti'nin (40) yaptığı bir çalışmada alt çene tam dişsiz olgularda yapılan implant üstü protezlerde başarı oranı veya hasta memnuniyetinin implant sayısı ve tutucu tipi ile çok fazla ilgili olmadığı bildirilmiştir. Eğer hastanın ekonomik durumu yeterli değil ise 2 implant ve 2 küresel tutucu ile destekli protezlerin konvansiyonel tam protezlere iyi bir alternatif olduğu bildirilmiştir. Ancak, tutucuların kaybı veya yerinden çıkma problemleri, 2 implant ve 2 küresel tutucu ile destekli protezlerde yaygın olarak görülmektedir. Daha iyi tutuculuk ve stabilite için implant sayısının artırılmasının yanısıra bar tutucuların kullanılması önerilmiştir.

Alt çene tam dişsiz olgularda 2 implant üzerine yapılan protezler ile ilgili üç boyutlu kuvvet ölçümlerinin yapıldığı bir çalışmada tutucu sistemlerinin yük dağılımında sanılandan daha az etkiye sahip olduğu Mericske-Stern ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir. Duyck ve arkadaşları ise kuvveti daha eşit dağıtan rijit barların tercih edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır (14).

Meijer ve arkadaşları (50) implantlar çevresindeki kemikte meydana gelen stresi değerlendirebilmek amacıyla sonlu elemanlar analiz yöntemi için alt tam dişsiz bir çenenin 2 farklı modellemesini yapmışlardır. Modellemelerde 2 implant ve 2 küresel tutucu ve 2 implant ve bar tutucu kullanılmıştır. Her iki grupta da implantların boyun çevresindeki kortikal kemikte minimum principle stres değeri gözlenmiştir. Ancak bu stres değeri bar tutuculu grupta daha az bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da 2 implant ve 2 küresel tutuculu grupta minimum principle stres değeri implantların boyun çevresindeki kortikal kemikte gözlenmiştir. Çalışmamız

bu yönden Meijer ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Assuno ve arkadaşları (3) alt tam dişsiz bireylerde stres dağılımını değerlendirebilmek amacıyla tam protezleri ve farklı tutucu sistemlerine sahip implant destekli protezleri iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırmışlardır. İmplant destekli protezlerin modellemesinde 2 implant ve bar tutucu ve 2 implant ve 2 küresel tutucu kullanılmıştır. Sol 1. molar dişin merkezi fossasına 100 N'luk vertikal kuvvet uygulamışlardır. Kortikal ve trabeküler kemikte en az stres değeri tam protezli grupta gözlenirken, en fazla stres değeri küresel tutuculu implant destekli protez grubunda gözlenmiştir. Her iki implant destekli protez grubunda da minimum principle stres değerini kuvvetin uygulandığı taraftaki implantların çevresindeki kortikal kemikte, trabeküler kemikte ise implantların apikalinde gözlemişlerdir. Bar tutuculu grupta hem kortikal kemikte hem de trabeküler kemikte minimum principle stres değerinin daha az olduğunu çalışmalarında bildirmişlerdir. Bizim alışmamızda da 2 implant ve 2 küresel tutuculu grupta minimum principle stres değeri kuvvetin uygulandığı taraftaki implantın distal boyun çevresindeki kortikal kemikte gözlenirken, trabeküler kemikte implantın apikalinde gözlenmiştir. Çalışmamız, Assuno ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Tokuhisa ve arkadaşları (81) 2 implant üzeri küresel tutuculu tam dişsiz bir alt çeneyi sonlu elemanlar analizi için modellemişlerdir. Yapılan sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre kuvvetin uygulandığı taraftaki implantta stres değerinin daha az olduğu bildirilmiştir. Sebep olarak plastik dişi parçanın stresi absorbe ettiği bildirilmiştir. Bizim alışmamızda ise Tokuhisa ve arkadaşlarının çalışmasının aksine 2 implant ve 2 küresel tutuculu modellemede, tek taraflı kuvvet uygulandığında

kuvvetin uygulandığı taraftaki implantın mezyal ve distal boyun kısmındaki stres değeri daha fazla bulunmuştur.

Wismeijer ve arkadaşları (85) tam dişsiz alt çeneye sahip bireyleri 2 veya 4 implant yerleştirerek tedavi etmişlerdir. 2 implant yerleştirilen grupta küresel tutucuları, 4 implant yerleştirilen grupta ise bar tutucuları kullanmışlardır. 19 ay sonra küresel tutuculu grupta bar tutuculu gruba oranla daha az plak biriktiğini gözlemişlerdir. Wismeijer ve arkadaşlarının aksine, klinik gözlemlerimizde hastaların eğitim ile ağız hijyenlerini yeterli sağladıklarını, gruplar arasında plak birikimi açısından fark olmadığını gözlemledik.

Dudic ve Mericske-Stern'in yaptıkları bir çalışmada uzun dönemde küresel tutuculu 2 implant ile bar tutuculu 4 implant arasında tutuculuk açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak, dikey yönde harekete izin veren bar tutuculara sahip protezlerin stabilitesinin bir miktar daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (76).

Visser ve arkadaşlarının (82) yaptıkları bir çalışmada ise 5 yıl sonunda küresel tutucular ile destekli protezlerde tutuculuk sorunları daha çok gözlenmişken, bar tutucularda yumuşak doku sorunlarının daha çok ortaya çıktığı bildirilmiştir. İki veya dört implant ile tedavi edilen gruplarda klinik ve radyografik olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Timmermann ve arkadaşları (80) ise 110 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada 2 implant ile destekli küresel tutuculu protezlerin tutuculuk ve stabilitesinin zamanla azaldığını ancak 4 implantlı bar tutuculu protezlerin tutuculuk ve stabilitesinin ilk günkü gibi kaldığını bildirmişlerdir. Klinik gözlemlerimizde implant destekli protezler ile tedavi edilen hastalarda 2 veya 4 implantlı küresel tutuculu gruplarda zamanla tutuculuğun azaldığını, bar bağlantılı gruplarda ise tutuculukta herhangi bir değişiklik olmadığını gözlemledik.

Wismeijer ve arkadaşları (85) tam dişsiz alt çeneye sahip bireyleri 2 implant ve 2 küresel tutucu veya 4 implant ve bar tutucular yerleştirerek tedavi etmişlerdir. Bar tutuculu grupta ön grup implantlarda arka grup implantlara göre daha fazla kemik kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebini ise bar tutucu gibi dikey yönde harekete izin veren bir bağlantı kullanıldığında ön grup implantlara daha fazla yük gelmesi olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bar ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı modellemede çift taraflı kuvvet uygulandığında, stres değeri trabeküler kemikte arka grup implantların apikalinde gözlenirken, kortikal kemikte arka grup implantların distal boyun kısmında gözlenmiştir.

Meijer ve arkadaşları (51), alt tam dişsiz bireylerde implantlar çevresindeki kemikte oluşan stres miktarını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanmışlardır. Bu amaçla 2 implant ve 2 küresel tutucu, 2 implant ve bar tutuculu ve 4 implant ve bar tutuculu olmak üzere üç farklı modelleme yapmışlardır. Herbir model üzerine 100 N'luk vertikal kuvvet uygulamışlardır. İki implantlı grupları karşılaştırdıklarında küresel tutuculu grupta bar tutuculu gruba oranla implantlar çevresindeki kemikte stres daha az gözlenmiştir. Üç grubu birbirleri ile karşılaştırdıklarında ise en az stresi 4 implantın yerleştirildiği bar tutuculu grupta gözlemişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçları da Meijer ve arkadaşlarının sonuçları ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda implantlara gelen stresleri karşılaştırdığımızda 2 implant ve 2 küresel tutuculu grupta, 4 implant, bar ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı gruba göre daha fazla bulunmuştur.

Wismeijer ve arkadaşları (86) mental foramenler arasına yerleştirilen 4 implantın bar tutucular ile sabitlendiği protez türünün kuvvet dağılımı açısından en ideal protez olduğunu yaptıkları çalışmada vurgulamışlardır.

Tam dişsiz olgular da mental foramenler arası bölgeye 4 implant yerleştirilirse üşt yapıda küresel veya bar tutucular tercih edilmektedir. Bar tutuculu protezlerde yükün uygulandığı bölgeye yakın implant tüm yükü taşıtmaktadır. Eğer yük modelin distalinde lokalize ise bar tutucular ile karşılaştırıldığında küresel tutucular da principle streslerin daha yoğun olduğu bildirilmiştir. Bar tutucular da yük hem ön gruptaki hem de arka gruptaki implantlarda yoğunlaşmışken, küresel tutucular da arka gruptaki implantlar tüm yükü taşıtmaktadır (52).

Yaptığımız sonlu elemanlar analizinde yük modellerin distaline uygulanmıştır. Dört implant, bar ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı grup ile karşılaştırıldığında 4 implant ve 4 küresel tutuculu grupta stres değer i daha yoğun gözlenmiştir. Dört implant, bar ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı grupta stres hem ön grup hem de arka grup implantlarda dağılmışken, 4 implant ve 4 küresel tutuculu grupta arka grup implantların tüm stresi taşıdığı gözlenmiştir. Bulgularımız diğer çalışmanın bulguları ile paralellik göstermektedir. Klinik çalışmalarımız da 4 implant ve 4 küresel tutucunun uygulandığı hastalarda vida kırığı gözlemledik. Bu da sonlu elemanlar analiz çalışmalarımızın sonuçlarını desteklemektedir.

Meijer ve arkadaşlarının yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında 4 implant yerleştirilmiş tam dişsiz bir alt çene modellenmiştir. İmplantlar üzerine bar ve küresel tutucular modellenerek çeşitli kuvvet analizleri yapılmıştır. Yüğü dişsiz alana çift taraflı uyguladıklarında küresel tutuculu grupta maksimum principle stress değer i ön ve arka grup implantların distolingualinde, minimum principle stress değer i ön grup implantların distalinde, arka grup implantların mezyalinde gözlemişlerdir. Bar tutuculu grupta ise maksimum principle stress değer i ön grup implantların distolingualinde, arka grup implantların mezyalinde gözlemişken,

minimum principle stress değerini n grup implantların distalinde, arka grup implantların bukkalinde gözlemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre yükün uygulandığı bölgeye yakın implantlarda daha fazla stres gözlenmiştir. Küresel ve bar tutucular karşılaştırıldığında bar tutucularda stres değerinde azalma gözlenmiştir (52). Biz de modelleme seçeneklerinde bu durumu göz önünde bulundurup bar ve küresel tutucu birlikteliğini çalışma kapsamına aldık. Bizim sonuçlarımızda ise 4 implant ve 4 küresel tutuculu grupta stres değeri arka grup implantların distal boyun kısımlarında gözlenmiştir. Dört implant, bar ve 2 küresel tutucunun birlikte uygulandığı grubumuzda ise n grup implantların bukkal boyun kısmında, arka grup implantların ise orta l ve boyun kısımlarında stres değeri gözlenmiştir. Ancak biz çalışmamızda implantlar için maksimum ve minimum principle stress değerlerini değil, von Mises stress değerini kullandık. Çünkü maksimum ve minimum principle stress değerleri kırılğan materyaller için kullanılırken, von Mises stress değeri metal gibi çekilebilir (ductile) malzemelerde kullanılmaktadır. Maksimum ve minimum principle stress değerlerinde elastik limiti aşan stresler malzemede kırılmalara neden olmaktadır ancak von Mises stress değerinde elastik limiti aşan stresler materyalde bükülme sonucu deformasyona neden olmaktadır (43).

Bar tutucu ve 4 implantın yerleştirildiği tam dişsiz alt çenede yapılan bir çalışmada distal uzantılı ve uzantısız 2 grup oluşturulmuştur. Distal uzantılı grupta uzantı kısmında st yapıda kırıklar olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle bar tutuculu protezlerde distal uzantı uygulanmaması gerektiği Dunnen ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir (15).

İmplantlar zerine devirici, eksentrik kuvvetler uygulandığında implantlar kuvvet karşısında hareket edememektedir. Kuvvetler implantı çevreleyen kemikte birirmektedir. Zamanla implantların kaybı, implantların mekanik başarısızlığı veya

protetik parçaların kırılmasına neden olmaktadır. Rangert ve arkadaşları alt tam dişsiz hastalarda 4 implant kullanmışlardır. Arka grup implantlarda daha az stres meydana gelirken, ön grup implantlarda daha fazla stres meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bir grup araştırmacı ise alt çenede 4 implant yerleştirilerek (mental foramenler arasına) bar tutucu ile sabitletiğinde çift taraflı distal uzantıların (cantilever) yapılmasının gerektiğini bildirmişlerdir (56). Yapılan çalışmalarda distal uzantı kullanıldığı takdirde uzunluğunun sınırlanması gerektiği ve direnci sağlamak için barın okluzogingival yüksekliğinin en az 6 mm olması gerektiği bildirilmiştir (15, 17, 66).

Bar bağlantısı ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı modellemede biyomekanik prensipler doğrultusunda, barın üzerine yerleştirilen küresel tutucuların implantların devrilme eksenini yukarıya taşıyarak devirici kuvvetlerin etkisini arttıracığı bilinmektedir. Ancak, sonlu elemanlar analiz yönteminde bunun aksine bar bağlantısı ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanıldığı modellemede biriken stresi implantların boyun kısımlarındaki kemikte değil bar seviyesine taşıdığını görmekteyiz. İmplant destekli protezlerde kemik rezorbsiyonunun en fazla boyun çevresinde olduğu düşünüldüğünde bar ve 2 küresel tutucunun birlikte kullanılması ile implantın boyun çevresinde başlayan kemik yıkımının azalacağı veya gecikeceği sonucuna varılabilir.

BÖLÜM V

SONUÇLAR

Çalışmamızın sonuçlarına göre;

- İki implant ve iki küresel tutucu kullanılarak yapılan modellemede, sonlu elemanlar analiz yönteminin sonucunda implantlarda ve küresel tutucularda deformasyona neden olabilecek maksimum stres değeri gözlenmiştir.
- Dört implant ve dört küresel tutucu kullanılarak yapılan modellemede, yapılan analiz sonucunda hem ön grup hem de arka grup implantlarda mukavemet değerlerini aşan stres değerleri gözlenmiştir.
- Bar bağlantısı ve iki küresel tutucunun birlikte kullanıldığı modellemede sonlu elemanlar analizi sonucunda, kuvvetlerin bar seviyesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.
- Bar bağlantısı ve iki küresel tutucunun birlikte kullanıldığı modellemede, implantlar çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte gözlenen stres değerleri fizyolojik sınırlar içerisinde bulunmuştur.
- Bar bağlantısı ve iki küresel tutucunun kullanıldığı modellemede, implant kemik ara bağlantısında gözlenen stres dağılımları fizyolojik sınırlar içerisinde bulunmuştur. Proteze gelen kuvvetlerin, implantları birleştiren bar bünyesinde dağılıp implant kemik ara yüz bağlantısına yansımadağı böylece kemik yıkımına da neden oluşturmayacağı söylenebilir.

BÖLÜM VI

ÖZET

ALT ÇENE TAM DIŞSİZ OLGULARDA İMPLANT ÜSTÜ BAR VE KÜRESEL TUTUCULARIN KUVVET DAĞILIMI AÇISINDAN İNCELENMESİ

Bu çalışmada, alt tam dişsizlikte implantlar üzerinde bar bağlantı ve küresel tutucuların farklı tasarımlardaki yerleşimi sonucu implantlarda, kemikte, bar ve küresel tutucularda meydana gelen stres dağılımlarını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analiz yönteminden yararlanılmıştır.

Herbir analiz için renk skalaları ayrı ayrı oluşturulmuştur. Skalalar her modellemenin kenarında ayrı ayrı verilmiştir. Renk skalalarındaki minimum ve maksimum değerler tablolarda gösterilmiştir. İki implant ve iki küresel tutucu modellemede ve de dört implant ve dört küresel tutucu modellemelerde elde edilen analiz sonuçları fizyolojik sınırların üzerinde saptanmıştır.

Bar ve 2 küresel tutucunun kullanıldığı modellemede, implant kemik ara bağlantısında gözlenen stres dağılımları fizyolojik sınırlar içerisinde bulunmuştur. Proteze gelen kuvvetlerin, implantları birleştiren bar bünyesinde dağılıp implant kemik ara yüz bağlantısına yansımadağı böylece kemik yıkımına da neden oluşturmayacağı söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Bar Bağlantı, Küresel Tutucu, SEA

ABSTRACT

THE EVALUATION OF LOAD DISTRIBUTION IN IMPLANT SUPPORTED BAR AND BALL ATTACHMENTS IN PATIENTS WITH EDENTULOUS MANDIBULA

In this study, the evaluation of load distribution in implant supported bar and ball attachments was made by the benefit of finite element analysis in patients with edentulous mandibula.

For each analysis, the color scales were composed respectively. The scales were afforded independently on the border of modelling. The minimum and maximum values of color scales were presented with tables.

The results of analysis of modelling with two implant and two ball attachment and the modelling with four implant and four ball attachment were determined maximum stresses that exceed physiologic limit.

The modelling which used bar and two ball attachment together were sighted stress values within physiologic limit. Because of the forces that appears on dentures were distributed on bar attachments, bone resorption may not be observed.

Key Words: Implant, Bar Attachment, Ball Attachment, FEA

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

- 1 Acar A., İnan Ö. (2001). İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon, CÜ Dişhekimliği Fak Dergisi, Cilt 4, Sayı 1, Sivas
- 2 Arquieta CE. (1990). History, Development and Classification in Oral Implantology, Pract Odontol, 11: 51-2
- 3 Assunção WG., Tabata LF., Barão VAR., Rocha EP. (2008). Comparison of Stress Distribution Between Complete Denture and Implant-Retained Prostheses -2D FEA, J Oral Rehabil, 35: 766-74
- 4 Atilla G. (1993). A Rare Find in Anatolia-A Tooth Implant (Mid-Sixth Century BC), J Oral Implant, XIX: 54-7
- 5 Baiamonte T., Abbate MF., Pizzarello F., Lozada J., James R. (1996). The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems, J Oral Implantology, 22: 104-11
- 6 Batenburg RHK., Meijer HJA., Raghoobar GM., Vissink A. (1998). Treatment Concept For Mandibular Prostheses Supported By Endosseous Implants: A Literature Review, Int J Oral Maxillofac Implants, 13: 539-45
- 7 Branemark P., Zarb G., Albrektsson T. (1985). Tissue Integrated Prosthesis-Osseointegration in Clinical Dentistry, Quintessence Publishing Co, Chicago, p:1-7
- 8 Brogini N., Buser D., Cochran DL., et al. (2007). Glossary of Oral and Maxillofacial Implants, Quintessence Publishing Co, Berlin

- 9** Burns DR. (2004). The Mandibular Complete Prostheses, Dent Clin N Am, 48: 603-23
- 10** Chatman R. (1970). Implantology: History and Rewiev. Bull Painfield Dent Soc, 2: 15-9.
- 11** Çallikkocaoğlu S. (1998). Tam Protezler, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Bilimsel Yayını, İstanbul.
- 12** Derome J. (1973). A Bit of History and Dental Histology Today, Promot Dent, 20: 12-8
- 13** DeTolla DH., Andreana S., Patra A., Buhite R., Comella B. (2000). The Role of the Finite Element Model in Dental Implants, J Oral Implantology, 26: 77-81
- 14** Dudic A., Mericske-Stern R. (2002). Retention and Prosthetic Complications of Implant-Supported Mandibular Prostheses: Long-Term Results, Clin Impl Dent Rel Res, 4: 212-19
- 15** Dunnen ACL., Slagter AP., de Baat C., Kalk W. (1998). Adjustments and Complications of Mandibular Prostheses Retained by Four Implants. A Comparison Between Superstructures With and Without Cantilever Extensions, Int J Prosthodont, 11: 307-11
- 16** Eitner S., Schlegal A., Emeka N., Holst S., Will J., Hamel J. (2008). Comparing Bar and Double-Crown Attachments in Implant-Retained Prosthetic Reconstruction: A Follow-up Investigation, Clin Oral Impl Res, 19: 530-37
- 17** Engelman MJ. (2008). Osteointegrasyonda Klinik Endikasyon ve Tedavi Planlaması, Quint Publ Co., USA

- 18** Engquist B., Bergendal T., Kallus T. & Linden U. (1988). E Retrospective Multicenter Evaluation of Osseointegrated Implants Supporting Prostheses, Int J Oral Maxillo Implants, 3: 129-34
- 19** Fagan MJ. (1972). New Concepts in Implant Dentistry, Dental Practice Plan, Inc , Atlanta, p:1-3
- 20** Feine JS., Carlsson GE. (2003). Implant Prostheses; The Standard of Care for Edentulous Patients, Quintessence Pub. Co., Inc, Illinois
- 21** Fütterling S., Klein R., Straßer W., Weber H. Automated Finite Element Modeling of a Human Mandible With Dental Implants, wscg.zcu.cz/WSCG1998/papers98/Strasser_98.pdf
- 22** Geckili O., Bilhan H., Bilgin T. (2007). Locator Attachments as an Alternative to Ball Attachments in 2-Implant Retained Mandibular Prostheses, JCDA, 73 (8): 679-82
- 23** Geng J., Tan KBC., Liu G. (2001). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of The Literature, J Prost Dent, 85: 585-98
- 24** Gershkoff A., Goldberg N. (1957). Implant Dentures, p: 9-36
- 25** Glantz POJ., Nilner K. (1998). Biomechanical Aspects of Prosthetic Implant-Borne Reconstructions, Periodontology 2000, 17: 119-24
- 26** Gomez M., Avila R., Landa S. (1988). Historical Development of Dental Implantology, Rev Esp Estomatol, 36: 303-10
- 27** Granat J. (1990). Was There Implantology 7000 Years Ago?, Inf Dent, 72: 1959-61
- 28** Grossmann Y., Finger IM., Block MS. (2005). Indications for Splinting Implant Restorations, J Oral Maxillofac Surg, 63: 1642-52

- 29** Güngör MA., Dündar M., Artunç C. (2005). Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri, EÜ Dişhek Fak Dergisi, 26 (2): 107-16
- 30** Güngör MA., Dündar M., Karaoğlu Ç., Sonugelen M., Artunç C. (2005). Tam Seramik Malzemelerde Basamak Şeklinin Gerilim Dağılımına Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, EÜ Dişhek Fak Dergisi, 26 (2):145-53
- 31** Güngör MA., Küçük M., Dündar M., Karaoğlu Ç., Artunç C. (2004). Effect of Temperature and Stress Distribution on All-Ceramic Restorations by Using a Three-Dimensional Finite Element Analysis, J Oral Rehabil, 31: 172-78
- 32** Hancı M., Bozdağ E., Arpacı A. (2000). Biyomekanik, Logos Yayıncılık, 10-55, İstanbul
- 33** Holmgren EP., Seckinger RJ., Kilgren RM., Mante F. (1998). Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis – A Two Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape and Load Direction, J Oral Implantol, 24: 80-7
- 34** Ismail YH., Pahountis LN., Fleming JF. (1990). Comparison of Two-Dimensional and Three- Dimensional Finite Element Analysis of A Blade Implant, Int J Oral Maxillofac Implants, 4: 25-31
- 35** İnan M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti, İTÜ Vakfı, Yayın No:25, 12-342, İstanbul
- 36** Jenkins G. (1999). Precision Attachments; A link to Successful Restorative Treatment , Chapter 4, Quintessence Pub. Co. Ltd., pp. 41-64
- 37** Jimenez-Lopez V. (1999). Oral Rehabilitation With Implant-Supported Prostheses, Quintessence Publishin. Co.

- 38** Karabuda C., Yaltık M., Bayraktar M. (2008). A Clinical Comparison of Prosthetic Complications of Implant-Supported Protheses With Different Attachment Systems, *Implant Dent*, 17 (1): 74-81
- 39** Kim Y., Oh T-J., Misch CE., Wang H-L. (2004). Occlusal Considerations in Implant Therapy: Clinical Guidelines With Biomechanical Rationale, *Clin Oral Impl Res*, 16: 26-35
- 40** Klemetti E. (2008). Is There a Certain Number of Implants Needed to Retain an Protheses?, *J Oral Rehabil*, 35: 80-4
- 41** Köylüoğlu AÖ. (1985). Yeni Terimler ve Tanımlar İle Oklüzyon Teorileri, EÜ Dişhekimliği Fak Yayınları, İzmir
- 42** Lekholm U&Zarb GA. (1985). Tissue-Integrated Protheses, Quintessence Pub. Co., Ing, Chicago, p:199-209
- 43** Li LL., Wang ZY., Bai ZC., Mao Y., Gao B., Xin HT., Zhou B., Zhang Y., Liu B. (2006). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Weakened Roots Restored With Different Cements in Combination With Titanium Alloy Posts, *Chin Med J (Engl)*, 119(4): 305-11
- 44** Linkow LI. (1961). Abutments For Full Mouth Splinting, *J Prosthet Dent*, 11: 920-24
- 45** López VJ. (2005). Immediate Loading in Implant Dentistry, Quintessence Publishing Co, Barcelona
- 46** Lopez VJ., Torroba P. (1995). Occlusion, “Implant-Supported Protheses: Occlusion, Clinical Cases and Laboratory Procedures”, Quintessence Pub. Co., 23-35, Chicago

- 47** Mau J., Behneke A., Fritzmeier CU., et al. (2003). Randomized Multicenter Comparison of 2 IMZ and 4 TPS Screw Implants Supporting Bar-Retained Prostheses in 425 Edentulous Mandibles, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18: 835-47
- 48** Meijer HJA., Kuiper JH., Starmans FJM., Bosman F. (1982). Stress Distribution Around Dental Implants Influence of Superstructure, Length of Implants and Height of Mandible, *J Prosthet Dent*, 68: 96-102
- 49** Meijer HJA., Starmans FJM., Bosman F., Steen WH. (1993). A Comparison of Three- Dimensional Finite Element Models of An Edentulous Mandible Provided With Implants, *J Oral Implantol*, 20: 147-57
- 50** Meijer HJA., Starmans FJM., Steen WHA., Bosman F. (1993). A Three-Dimensional, Finite Element Analysis of Bone Around Dental Implants in an Edentulous Human Mandible, *Arch Oral Biol*, 38 (6): 491-6
- 51** Meijer HJA., Starmans FJM., Steen WHA., Bosman F. (1994). Location of Implants in The Interforaminal Region of The Mandible and The Consequences for The Design of The Superstructure, *J Oral Rehabil*, 21: 47-56
- 52** Meijer HJA., Starmans FJM., Steen WHA., Bosman F. (1996). Loading Conditions of Endosseous Implants in an Edentulous Human Mandible: A Three-Dimensional, Finite-Element Study, *J Oral Rehabil*, 23: 757-63
- 53** Menucicci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. (2002). Tooth-Implant Connection: Some Biomechanical Aspects Based on Finite Element Analyses, *Clin Oral Impl Res*, 13: 334-41

- 54** Mericke-Stern R., Geering AH., Bürgin WB., Graf H. (1992). Three Dimensional Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Prostheses, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7: 185-94
- 55** Mericske-Stern R., Piotti M. & Sirtes G. (1996). 3-D in Vivo Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Prostheses. A Comporative Study, *Clin Oral Implants Res*, 7: 387-96
- 56** Misch CE. (2005). *Contemporary Implant Dentistry*, Mosby Inc., St. Louis
- 57** Morton D., Jaffin R., Weber HP. (2004). *Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19: 103-13
- 58** Naert I., Gizani S., Vuylsteke M. & van Steenberghe D. (1997). A Randomised Clinical Trial on The Influence of Splinted and Unsplinted Oral Implants in The Mandibular Prostheses Therapy. A 3-Year Report, *Clin Oral Investig*, 1: 81-8
- 59** Oetterli M., Kiener P., Stern R. (2001). A Longitudinal Study on Mandibular Implant Supporting on Protez:The Influence of Retention Mechanism and Anatomic-Prosthetic Variables on Periimplant Parameters, *Int J Prosth.*, 14(6):536-42
- 60** Ohkubo C., et al. (2004). O-ring Attachments for Transitional Implant Retained Prostheses, *J Prosth Dent*, 91: 195-96
- 61** Oral F., Altıntaş S. (2005). Bir Diş İmplantının Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizi, *Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, İstanbul
- 62** Östman PO. (2008). Immediate/early Loading of Dental Implants. Clinical Documentation and Presentation of a Traetment Concept, *Periodontology* 2000, 47: 90-112

- 63** Özdemir A. (2006). Seramik Malzemelerin Kırılma Tokluğu Değerlerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Teorik Olarak Belirlenmesi, Dokuz Eylül Üni Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, İzmir
- 64** Rubo JH., Souza EAC. (2008). Finite Element Analysis of Stress in Bone Adjacent to Dental Implants, J Oral Implantol, 34 (5): 248-55
- 65** Sadowsky SJ. (2001). Mandibular Implant- Retained Prostheses: A Literature Review, J Prost Dent, 86: 468-73
- 66** Sadowsky SJ., Caputo AA. (2000). Effect of Anchorage Systems and Extension Base Contact on Load Transfer With Mandibular Implant Retained Prostheses, J Prosthet Dent, 84(3): 327-34
- 67** Sağesen HLEM. (2000). İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Protez’larda İki Üstyapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri, Doktora Tezi, GÜ Dişhekimliği Fak., Ankara
- 68** Sandallı P. ve ark. (1995). Total Dişsizlik Vakalarının İmplantlar ile Tedavisi ve Sonuçları, Oral İmp Dergisi, 2:55-62
- 69** Sandallı P.(2000). Oral İmplantoloji Kitabı, İstanbul
- 70** Schneider AL., Kurtzman GM. (2002). Restoration of Divergent Free-Standing Implants in The Maxilla, J Oral Implantol, 28(3): 113-6
- 71** Sonugelen M., Artunç C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik, EÜ Dişhekimliği Fak Yayınları, İzmir
- 72** Sonugelen M., Çal E. (2002). Hareketli Bölümlü Protez Tasarımının Biyomekanik Yönden İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi, EÜ Dişhek Fak Dergisi, 23: 113-21
- 73** Springfield IL., Thomas CC. (1970). Oral Implantology, p:13-9

- 74** Stegaroiu R., Kusakari H., Nishiyama S., Miyakawa O. (1998). Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant. A Three Dimensional Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13:781-90
- 75** Stegaroiu R., Sato T., Kusakari H., Miyakawa O. (1998). Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13: 82-90
- 76** Şahin S., Çehreli MC., Yalçın E. (2002). The Influence of Functional Forces on The Biomechanics of Implant-Supported Prostheses: A Review, *J Dent*, 30: 271-82
- 77** Tanino F., Hayakawa I., Hirano S., Minakuchi S. (2007). Finite Element Analysis of Stress-Breaking Attachments on Maxillary Implant-Retained Prostheses, *Int J Prost*, 20 (2): 193-98
- 78** Taylor TD., Agar JR., Vogiatzi T. (2000). Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15: 66-75
- 79** Teixeira ER., Sato Y., Akagawa Y., Shindoi N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models With Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics, *J Oral Rehabil*, 25: 299-303
- 80** Timmerman R., Stoker GT., Wismeijer D., Oosterveld P., Vermeeren JL., van Waas MA. (2004). An Eight-Year Follow-Up to a Randomized Clinical Trial of Participant Satisfaction With Three Types of Mandibular Implant Retained Prostheses, *J Dent Res*, 83: 630-3

- 81** Tokuhsa M., Matsushita Y., Koyano K. (2003). In Vitro Study of a mandibular Implant Prostheses Retained With Ball, Magnet or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability, *Int J Prosthodont*, 16: 128-34
- 82** Visser A., Raghoobar GM., Meijer HJA., Battenburg RH., Vissink A. (2005). Mandibular Prostheses Supported by Two or Four Endosseous Implants. A 5-Year Prospective Study, *Clin Oral Implants Res*, 16: 19-25
- 83** Wiemeyer AS., Agar JR., Kazemi RB. (2001). Orientation of Retentive Matrices on Spherical Attachments Independent of Implant Paralellism, *J Prosthet Dent*, 86: 437-7
- 84** Williams BH., Ochiai KT., Hobo S., Nishimura R., Caputo AA. (2001). Retention of Maxillary Implant Protez Bars of Different Designs, *J Prosthet Dent*, 86 (6):603-7
- 85** Wismeijer D., van Waas MAJ., Mulder J., Vermeeren JIJF., Klak W. (1999). Clinical and Radiological Results of Patients Treated With Three Treatment Modalities for Protezs on Implants of The ITI Dental Implant System, *Clin Oral Impl Res*, 10: 297-306
- 86** Wismeijer D., van Waas MAJ., Vermeeren JIJF., Mulder J., Klak W. (1997). Patient Satisfaction With Implant-Supported Mandibular Prostheses. A Comparison of Three Treatment Strategies With ITI Dental Implants, *Int J Oral maxillofac Surg*, 26: 263-67
- 87** Wright PS. & Watson RM. (1998). Effect of Prefabricated Bar design With Implant Stabilized Prostheses on Ridge Resorption; A Clinical Report, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 13: 77-81
- 88** www.feppd.org/ICBDent/campus/biomechanics_in_dentistry/ldv_data/basic.

89 www.sv.vt.edu/classes/MSE2094_NoteBook/97ClassProj/num/widas/history

90 Zyl PP., Grundling NL., Jooste CH., Terblanche E. (1995). Three Dimensional Finite Element Model of a Human Mandible Incorporating Six Osseointegrated Implants for Stress Analysis of Mandibular Cantilever Prostheses, Int J Oral Maxillofac Implants, 10: 51-7

ÖZGEÇMİŞ

13.08.1979 yılında Tarsus'ta doğdum. İlkokulu Özel Tarsus İlkokulu'nda okudum. Orta ve lise öğrenimimi Tarsus Abdülkerim Bengi Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1998 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde yüksek öğrenimime başladım. 2004 yılında aynı fakülteden mezun olarak Protetik Diş Tedavi'si Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım.