

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI KEMİK TİPİNE SAHİP MANDİBULALARA
YERLEŞTİRİLEN LOCATOR TUTUCULARIN
LOKALİZASYONUNUN UYGULANAN İMPLANT ÜSTÜ
HAREKETLİ PROTEZLERİN KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

RECEP SEZER YILDIRIM

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Emine Begüm BÜYÜKERKMEN

KONYA-2017

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Recep Sezer Yıldırım' ın “Farklı Kemik Tipine Sahip Mandibulalara Yerleştirilen Locator Tutucuların Lokalizasyonunun Uygulanan İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Kemikte Oluşturduğu Streslere Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / 10.08.2017

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Emine Begüm Büyükerkmen

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Serhan Akman

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Emine Begüm Büyükerkmen

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun .../.../201. tarih ve/..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Yağmur Şener
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “*Finite element analysis of stress distribution in mandibles with different bone types loaded by implant supported overdentures with different localizations of locator attachments*” by “Recep Sezer Yıldırım” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of **Master of Science** in the Department of “Prosthetic Dentistry”, Institute of Health Sciences, University of Necmettin Erbakan

Konya, TURKEY / 10.08.2017

Principal Advisor

Yrd. Doç. Dr. Emine Begüm Büyükerkmen
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Doç. Dr. Serhan Akman
Selçuk University Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Doç. Dr. Ali Rıza Tunçdemir
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Yrd. Doç. Dr. Emine Begüm Büyükerkmen
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry

This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Faculty of Dentistry.

Dean

Prof. Dr. Yağmur Şener

Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

10.08.2017

Recep Sezer Yıldırım



İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
BEYANAT.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Oral İmplantolojinin Tarihçesi.....	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	3
2.2.1. Kemikle Olan İlişkinine Göre Dental İmplantlar.....	3
2.2.1.1. Subperiostal İmplantlar.....	3
2.2.1.2. Endosseöz İmplantlar.....	4
2.2.1.2.1. Blade Tipi İmplantlar.....	4
2.2.1.2.2. Vent Tipi İmplantlar.....	4
2.2.1.2.3. Silindirik İmplantlar.....	5
2.2.1.2.4. Vida tipi İmplantlar.....	5
2.2.1.3. Transmandibular İmplantlar	5
2.2.1.4. İntramukozal İmplantlar.....	5
2.2.1.5. Endodontal İmplantlar.....	5
2.2.2. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar.....	6
2.3. Kemik Tipleri	6
2.4. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler.....	8
2.5. Dental İmplantlarla Tedavi İçin Klinik Protokol.....	9
2.5.1. Klinik Değerlendirme.....	10
2.5.2. Radyografik Değerlendirme	10
2.6. Geleneksel Protezler İle İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Karşılaştırılması	11
2.7. İmplant Üstü Hareketli Protez Endikasyonları.....	12
2.8. İmplant Üstü Hareketli Protez Kontrendikasyonları.....	13
2.8.1. Hasta Seçimi	13
2.8.2. Tıbbi Kontraendikasyonlar	13
2.8.3. Psikolojik Değerlendirme	13
2.8.4. Anatomik Değerlendirme.....	13
2.9. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri.....	14
2.9.1. Top Başlı Tutucu Sistemleri.....	15
2.9.2. Çivi Başlı Tutucu Sistemleri.....	16
2.9.2.1. Locator Tutuculu Sistemler.....	17
2.9.2.2. ERA Tutucular	18
2.9.3. Bar Tutuculu Sistemler	18
2.9.4. Manyetik Tutuculu Sistemler.....	20
2.9.5. Teleskopik Tutucu Sistemleri	21
2.10. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Oluşturduğu Stresler.....	21
2.10.1. İmplant Üstü Protez Kullanan Hastaların Oluşturduğu Okluzal Kuvvetler	24
2.10.2. Yükün İmplanttan Kemiğe İletimi	24
2.11. Gerilme Analizinde Kullanılan Teknik Terimler.....	26
2.11.1. Kütle (Mass).....	26
2.11.2. Kuvvet (Force).....	26

2.11.3. Moment (Torque)	27
2.11.4. Gerinim (Strain/Birim Uzama)	27
2.11.5. Gerilme	28
2.11.5.1. Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)	28
2.11.5.2. Basma Gerilmesi (Compressive Stress).....	28
2.11.5.3. Kayma Gerilmesi (Shear Stress).....	28
2.11.6. Asal Gerilme (Principal Stress).....	29
2.11.7. Mohr Dairesi.....	29
2.11.8. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress/Eşdeğer Gerilme).....	30
2.11.9. Elastik Limit.....	30
2.11.10. Hooke Kanunu	30
2.11.11. Elastiklik Modülü (Young's Modulus)	31
2.11.12. Lineer elastik cisim	31
2.11.13. İzotrop cisim.....	31
2.11.14. Homojen cisim	31
2.12. Gerilme Analiz Yöntemleri.....	31
2.12.1. Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi	32
2.12.2. Strain Gauge Gerilme Analiz Yöntemi.....	32
2.12.3. Kırılğan Vernik Tekniği İle Gerilme Analiz Yöntemi.....	33
2.12.4. Lazer Işınli Gerilme Analiz Yöntemi.....	33
2.12.5. Radyoteleometri İle Gerilme Analiz Yöntemi	34
2.12.6. Termografik Gerilme Analiz Yöntemi	34
2.12.7. Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi	34
2.12.7.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Üstünlükleri	36
2.12.7.2. İmplant Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanımı	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	42
3.1.1. Alt Çene Kemiği ve Yumuşak Dokunun Modellenmesi	42
3.1.2. İmplantlar ve Tutucu Parçaların Modellenmesi.....	44
3.2. Modelin Sonlu Elemanlar Programına Aktarılması	45
3.2.1. Malzeme Özelliklerinin Girilmesi	46
3.2.2. Ağ Yaratılması	47
3.2.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	49
3.3. Yüklemelemlerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kayıt Edilmesi	50
4. BULGULAR.....	53
4.1. D1 kemiğe ait bulgular	54
4.1.1. D1 kemikte lateral (2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 1).....	54
4.1.1.1. Model 1'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	54
4.1.1.2. Model 1'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	56
4.1.2. D1 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular(Model 2)	58
4.1.2.1. Model 2'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	58
4.1.2.2. Model 2'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	59

4.1.3. D1 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 3).....	62
4.1.3.1. Model 3'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	62
4.1.3.2. Model 3'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	63
4.2. D2 kemiğe ait bulgular	65
4.2.1. D2 kemikte lateral(2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 4).....	65
4.2.1.1. Model 4'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	65
4.2.1.2. Model 4'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	68
D2 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 5).....	71
Model 5'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi.....	71
4.2.2.2. Model 5'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	73
4.2.3. D2 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 6).....	76
4.2.3.1. Model 6'da Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	76
4.2.3.2. Model 6'da Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	78
4.3. D3 kemiğe ait bulgular	81
4.3.1. D3 kemikte lateral(2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 7).....	81
4.3.1.1. Model 7'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	81
4.3.1.2. Model 7'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	84
4.3.2. D3 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 8).....	87
4.3.2.1. Model 8'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	87
4.3.2.2. Model 8'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	89
4.3.3. D3 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 9).....	92
4.3.3.1. Model 9'da Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	92
4.3.3.2. Model 9'da Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi	94
5. TARTIŞMA.....	105
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	120
KAYNAKÇA.....	122

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM	: Finite Element Method - Sonlu Elemanlar Metodu
FEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
İDHP	: İmplant Destekli Hareketli Protez
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
3d	: 3 Dimension - 3 Boyutlu
mm	: milimetre
N	: Newton
MPa	: Mega Pascal = N/mm ²
GPa	: Giga Pascal = kN/mm ²
TPS	: Titanyum Plazma Sprey
HA	: Hidroksiapatit
SLA	: Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzey
kg	: Kilogram
σ	: Sigma
τ	: Tau
Ti	: Titanyum
kgf	: Kilogramforce
GHz	: Gigahertz
GB	: Gigabayt
RAM	: Random-Access Memory (Bellek)
CPU	: Central Processing Unit (İşlemci)
Inc	: Inch

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Kuvvet altında ortaya çıkan çekme/germe ve basma/sıkıştırma gerilmeleri.....	25
Şekil 3.1.	Bilgisayarlı tomografi taraması sonucu elde edilen görüntü.....	43
Şekil 3.2.	Çene modelinin analiz yapılacak bilgisayara tanıtılması.....	43
Şekil 3.3.	Üç boyutlu katı alt çene modeli.....	44
Şekil 3.4.	Tarama sonucu elde edilen implant görüntüsü.....	45
Şekil 3.5.	Programda protezin görüntüsü.....	46
Şekil 3.6.	Analizde kullanılan elemanlar.....	48
Şekil 3.7.	Kuvvetlerin uygulama yönleri ve yerleri.....	51
Şekil 4.1.	Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	54
Şekil 4.2.	Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	54
Şekil 4.3.	Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	55
Şekil 4.4.	Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	55
Şekil 4.5.	Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	56
Şekil 4.6.	Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	56
Şekil 4.7.	Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	57
Şekil 4.8.	Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	57
Şekil 4.9.	Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	58
Şekil 4.10.	Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	58
Şekil 4.11.	Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	59
Şekil 4.12.	Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi.....	59
Şekil 4.13.	Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	60
Şekil 4.14.	Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	60
Şekil 4.15.	Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi.....	61
Şekil 4.16.	Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi.....	61
Şekil 4.17.	Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	62
Şekil 4.18.	Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	62
Şekil 4.19.	Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi.....	63
Şekil 4.20.	Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi.....	63

Şekil 4.21. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	64
Şekil 4.22. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	64
Şekil 4.23. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi	64
Şekil 4.24. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi	65
Şekil 4.25. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	65
Şekil 4.26. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	66
Şekil 4.27. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi	66
Şekil 4.28. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmesi.....	67
Şekil 4.29. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi	67
Şekil 4.30. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmesi.....	68
Şekil 4.31. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	68
Şekil 4.32. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	69
Şekil 4.33. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi	69
Şekil 4.34. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmesi	69
Şekil 4.35. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi	70
Şekil 4.36. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmesi	70
Şekil 4.37. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	71
Şekil 4.38. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	71
Şekil 4.39. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi	72
Şekil 4.40. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	72
Şekil 4.41. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi	73
Şekil 4.42. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	73
Şekil 4.43. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	74
Şekil 4.44. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	74
Şekil 4.45. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	74

Şekil 4.46. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	75
Şekil 4.47. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	75
Şekil 4.48. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	75
Şekil 4.49. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	76
Şekil 4.50. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	76
Şekil 4.51. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi	77
Şekil 4.52. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	77
Şekil 4.53. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi	78
Şekil 4.54. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	78
Şekil 4.55. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	79
Şekil 4.56. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	79
Şekil 4.57. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	80
Şekil 4.58. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	80
Şekil 4.59. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	81
Şekil 4.60. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	81
Şekil 4.61. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	82
Şekil 4.62. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	82
Şekil 4.63. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi	82
Şekil 4.64. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	83
Şekil 4.65. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi	83
Şekil 4.66. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	84
Şekil 4.67. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	84
Şekil 4.68. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	85
Şekil 4.69. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	85
Şekil 4.70. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	86

Şekil 4.71. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	86
Şekil 4.72. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	86
Şekil 4.73. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	87
Şekil 4.74. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	87
Şekil 4.75. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi	88
Şekil 4.76. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	88
Şekil 4.77. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi	88
Şekil 4.78. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	89
Şekil 4.79. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	89
Şekil 4.80. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	90
Şekil 4.81. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	90
Şekil 4.82. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	91
Şekil 4.83. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	91
Şekil 4.84. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	91
Şekil 4.85. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	92
Şekil 4.86. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	92
Şekil 4.87. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi	93
Şekil 4.88. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	93
Şekil 4.89. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi	93
Şekil 4.90. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi	94
Şekil 4.91. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi.....	94
Şekil 4.92. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi.....	95
Şekil 4.93. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi.....	95
Şekil 4.94. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi	95
Şekil 4.95. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi.....	96

Şekil 4.96. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi.....	96
Şekil 4.97. İmplantlar üzerine vertikal kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri	97
Şekil 4.98. Oblik Kuvvet Uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri	97
Şekil 4.99. Locator tutucu üzerine vertikal kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri	98
Şekil 4.100. Locator tutucu üzerine oblik kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri	98
Şekil 4.101. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	99
Şekil 4.102. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	99
Şekil 4.103. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	100
Şekil 4.104. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	100
Şekil 4.105. Vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	101
Şekil 4.106. Oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	101
Şekil 4.107. Vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	102
Şekil 4.108. Oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	102
Şekil 4.109. Vertikal kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	103
Şekil 4.110. Oblik kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme).....	103
Şekil 4.111. Vertikal kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	104
Şekil 4.112. Oblik kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme).....	104

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Kemik tipleri ve görüldüğü bölgeler	8
Tablo 2.2: İmplant Endikasyon Sınıflaması.....	9
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan setler ve setlerde kullanılan malzemelerin elastisite modulleri ve poisson oranları.....	47
Tablo 3.2. Modellerin eleman ve düğüm sayıları	49



ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI KEMİK TİPİNE SAHİP MANDİBULALARA YERLEŞTİRİLEN
LOCATOR TUTUCULARIN LOKALİZASYONUNUN UYGULANAN
İMLANT ÜSTÜ HAREKETLİ PROTEZLERİN KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRESLERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Recep Sezer Yıldırım
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

Tam dişsiz hastaların rehabilitasyonlarında implant uygulamaları giderek yaygınlaşmaktadır. Ekonomik endişelerden dolayı dişsiz alt çenelerde çok sayıda implant üstü yapılan sabit protezler yerine az sayıda implant kullanılan implant üstü hareketli protezler daha çok tercih edilmektedir. Bu tedavi seçeneğinde literatürde alt çene interforaminal bölgeye en az iki implant yerleştirilmesi planlanmaktadır. Ancak implantların yerleşim yerinin çene kemiği üzerinde yarattığı stresleri inceleyen çalışma miktarı azdır. Bu çalışmanın amacı üç farklı kemik tipindeki alt çene üzerine üç farklı pozisyondaki implantların kullanılması sonucu en uygun yerleşim alanının belirlenmesidir.

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

Bizim çalışmamızda yapılan analizle D3 kemik tipindeki yedinci sekizinci ve dokuzuncu modellerde implantlar yerleştirildiğinde literatürde kabul gören riskli değerlere yaklaşan sonuçlar ortaya çıkmıştır. Elde edilen sonuçların, klinik uygulamaların başarısına rehberlik edeceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: implant üstü hareketli protezler; kemik tipi; locator tutucu; sonlu elemanlar analizi
Bu çalışma, Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:4683

ABSTRACT

T.C. NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY FACULTY OF DENTISTRY

Finite element analysis of stress distribution in mandibles with different bone types loaded by implant supported overdentures with different localizations of locator attachments

Recep Sezer Yıldırım
Department of Prosthodontics

MASTERY THESIS / KONYA-2017

Implant therapy is started being used widely used for the treatment of fully edentulous mouths. Nowadays, a small number of implant supported overdentures instead of fixed prosthesis supported with high number of implants are mostly applied treatment because of the economic concerns. As quoted in many articles, use of minimum two implants in interforaminal region is the standart treatment plan. However, there are few studies about investigating the effects of the placement of the implants on stress distribution. The purpose of this study is to determine appropriate placement for implants on three different types of mandibles and three different localizations.

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

In our study with the analysis on D3 type bone models in other words models seven, eight and nine showed risky results close to the values recognized in the literature. Obtained results are expected to guidance to the success of clinical applications.

Key words: implant supported prosthesis; bone types; locator abutment; finite element analysis
This study was supported by Necmettin Erbakan University Scientific Research Projects Unit. Project No: 4683

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tam dişsizlik günümüzde hala dünya çapında milyonlarca insanın problemidir. Dünya sağlık örgütü bu hastaları 32 vücut parçasını kaybetmiş olarak kabul ederek fiziksel engelli olarak tanımlamıştır. Tam dişsizlik, 40 ila 44 yaş grubu arası yetişkinlerde %5 olarak tespit edilmiştir. Oran ileri yaştaki bireylerde %42 seviyesindedir (Shafie 2007).

Diş hekimliğinde uzun yıllardır tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu geleneksel total protezler ile yapılmaktadır. Bu tedavi sonucunda hastaların en büyük problemi protezin tutuculuğunun yetersiz olmasıdır. Bunun yanısıra total protezler sadece doku destekli olduğundan tüm çiğneme kuvveti alveolar krete aktarılmakta bu da alveolar krette hızlı bir kemik yıkımına sebep olmaktadır. Bu nedenle ilerleyen dönemde protezde dengesizlik sorunu da ortaya çıkmaktadır. Tutuculuğu artırmak için protez yapıştırıcılarının kullanımı hastaların konforunu artırmaktadır ancak bunlar sorunun kaynağını ortadan kaldırmadığı için kemik yıkımını engelleyememektedir (Shafie 2007).

Dental implantlar son 35 yıl içinde hızlı bir gelişme göstermiştir (Shafie 2007). Bundan dolayı dişsiz hastaların implant-doku destekli overdenturelar ile tedavisi artık yaygın bir uygulamadır (Basker 1993). Hastalar total protezi kullanırken maksillada mandibulada yaşadıkları kadar çok tutuculuk problemi yaşamamaktadırlar bu nedenle ve daha ekonomik olmasından dolayı sadece mandibulada implant tedavisi daha sık tercih edilmektedir. Maksillada tutuculuk problemi olmasa bile kemik yıkımının devam etmesi önemli bir sorundur. Pek çok çalışma mandibulada iki adet implanttan destek alınarak yapılan implant-doku destekli overdentureların maksiller alveolar kret üzerinde negatif etkilerini de rapor etmiştir (Narhi 2000).

İmplant destekli overdenture protezlerde hareket tipleri birbirinden farklı birçok tutucu tipi kullanılabilir. İki implantla desteklenen mandibular protezlerde daha çok bar, çivi başlı, manyetik veya top başlı tutucu kullanılmaktadır. Barla bağlanan implant üstü overdentureların endikasyonları farklılık göstermesine rağmen çivi başlı ve top başlı tutucu tipleri kullanılacak implant üstü overdenture planlamalarının endikasyonları benzerlik göstermektedir.

Mandibular overdenture yapımında yerleştirilecek olan iki implantın yeri değişiklik gösterebilmektedir. Mental foramenlerin arasındaki bölge buna en uygun bölge olarak gösterilmiştir. Çeşitli nedenlerden dolayı implantlar birbirlerine daha yakın ya da daha uzak konumlandırılabilir. Biz de bu çalışmada farklı kemik tiplerindeki çene modelleri üzerinde alt lateral, kanin ve birinci premolar dişlerin bulunduğu bölgelere implantlar yerleştirildiğinde kemik ve implant üzerinde oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile inceleyeceğiz.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Oral İmplantolojinin Tarihçesi

20. yüzyıldan itibaren diş hekimliğindeki rutin tedavilerden biri de dental implantlar olmuştur. İlk dental implant patentini 1908 yılında ABD'de Greenfiel almıştır. Stock, Formiggini, Chercheve gibi diş hekimleri geçen yüzyılın ortalarına kadar günümüzde kullanılan implantlara benzer uygulamalar yapmışlardır fakat yapılan bu çalışmalar ve tüm çabalar olgu raporlarından ileri gidememiş deneysel çalışmalar olarak kalmışlardır (Bränemark 1977). Saf titanyum implantlarla ile Bränemark'ın yaptığı çalışmalar oral implantolojideki bilimsel gelişmelerin başlangıcıdır.

Bränemark osseointegrasyonu yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas olarak tanımlamıştır. Daha sonra bu olgu "Canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı" tanımı ile pekiştirilmiştir (Bränemark 1992). 1965 yılından itibaren tam dişsizlik vakalarının sabit protezler ile rehabilitasyonu amacıyla İsviçreli araştırmacıların uyguladıkları tedavilerin sonuçlarını 1969 ve 1977 yıllarındaki iki yayın ile bu konunun diş hekimliği bilimsel platformlarına oturmasına öncülük etmişlerdir (Bränemark 1977).

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

2.2.1. Kemikle Olan İlişisine Göre Dental İmplantlar

- a. Subperiostal implantlar
- b. Endosseöz implantlar
- c. Transmandibular implantlar
- d. İnamukozal implantlar
- e. Endodontal implantlar

2.2.1.1. Subperiostal İmplantlar

Kişiyeye özel olarak hazırlanan, alveol kemik üzerine, periost altına yerleştirilen implantlardır. Aşırı kemik rezorbsiyonlu ve kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu vakalarda kullanılabilirler. Subperiostal implantlar

başarılı kabul edilmemişlerdir çünkü başarı oranları konusunda uzun dönem takip çalışmaları yoktur ve yeni tip implantların uygulanmaya başlanması ile uygulamaları sona ermiştir (Spiekermann 1995).

2.2.1.2. Endosseöz İmplantlar

Endosseöz implantlar, dişsiz alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parça ve ağız dışında kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere, iki bölümden oluşurlar.

Kemik içi implantlar şekillerine göre 4 ana gruba ayrılırlar:

Blade tipi implantlar

Vent tipi implantlar

Silindirik implantlar

Vida tipi implantlar (Venkat 2009)

2.2.1.2.1. Blade Tipi İmplantlar

Silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kretlerde ve özellikle serbest sonlanan vakalarda kullanılmaktadırlar. Blade implantlar dokudan çıkartılmaları gerektiğinde çok miktarda kemik kaybına neden olduğundan günümüzde kullanımları tercih edilmemektedir. Ancak çok nadir de olsa cerrahi müdahalenin mümkün olmadığı ve ileri derecede kemik atrofisi görülen vakalarda kullanımı tercih edilebilir.

2.2.1.2.2. Vent Tipi İmplantlar

Vent tipi implantlar ile amaç daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve implant yatağına mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacminin küçültülmesi olmuştur. İmplant gövdesindeki deliklerde kemik gelişmesiyle implant kemik ara yüzünde kayma direncini artırır ve fizyolojik yüklerde bir çeşit şok absorbe edici olarak çalışır (Spiekermann 1995).

2.2.1.2.3. Silindirik İmplantlar

Kök formu implantlar olarak da adlandırılan bu implantlar silindir şeklindedir. Bu implantlarda yüzey kemik ile moleküler düzeyde retansiyonu sağlamak amacıyla titanyum plazma sprej veya hidroksilapatit plazma sprej ile kaplanır (Venkat 2009).

2.2.1.2.4. Vida tipi İmplantlar

Rutin olarak günümüzde kullanılan implant tipleridir. Bu tip implantlar standardize edilmiş özel entrümanlarla kemik içine yerleştirilirler. Bu implantlarda daha iyi primer stabilizasyon sağlanması mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru kemiğin büyüme göstermesiyle sağlanır (Siegele 2000).

2.2.1.3. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar, transosteal pinler, postlardan ve metal bir plakadan oluşmuş implantlardır. Metal plaka, vidalar veya tutucu pinlerle mandibulanın iç kenarına tutunur ve boyutları büyüktür. Zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmaları bu implantların yaygın kullanımını engellemektedir ayrıca başarısızlık durumunda çıkarılmaları zordur ve çevre dokularda oluşturdukları zarar fazladır.

2.2.1.4. İntramukozal İmplantlar

Total protezler içerisine yerleştirilen metal tutucuların damak mukozası içerisinde kemiğe girmeden tutuculuk sağlamaları ile özellikle üst çenede planlanan implantlardır (Tunalı 2000).

2.2.1.5. Endodontal İmplantlar

Bu implantlar osteojenik pimlerin geliştirilmesi sonucu uygulamaya girmiştir. Endodontik stabilizatörler, transradiküler implantlar ya da transdental fiksasyonlar adıyla da anılırlar. Lüksasyon gösteren zayıf yapılı dişlerin sabitleştirilmesinde kullanılmaktadır. Bu implant şeklimde pimler dişin kanalından geçirilerek apeks bölgesinde kemik içine uygulanır. Böylece gelen kuvvetin dengeli dağılımı sağlanabilmektedir (Türker 2003).

2.2.2. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar

Birçok biyomateryal kullanılarak implant üretilmektedir. Biyomateryal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ ve fonksiyonun yerini tutan ve biyolojik sistemin bir parçası olarak kullanılabilen madde olarak tanımlanabilir (Wataha J.C 1996). Diş hekimliğinde kullanılan ve kullanılmış olan materyaller kimyasal açıdan (metaller, seramikler ve polimerler gibi) ya da biyodinamik hareketlerine bakılarak (biyotolerans, biyoinert, biyoaktif gibi) sınıflandırılabilir. Ancak hiçbir materyal biyolojik çevreye tamamiyle uyumlu değildir. İmplant materyallerini üç farklı grup altında inceleyebiliriz.

- Metaller
- Seramikler
- Polimerler

İdeal bir dental implant materyalinde şu özellikler olmalıdır:

- Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır, alerjik, iritan ve kanserojen olmamalıdır.
- Mekanik olarak dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- Hijyenik olmalıdır.
- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- Üretimleri kolay olmalıdır.
- Aşınmaya dirençli olmalıdır.
- Radyopak olmalıdır.
- Steril edilebilmelidir.
- Manipülasyonu kolay olmalıdır.
- Cerrahi ve protetik açıdan komplike olmamalı, gerektiğinde kolayca çıkarılabilmektedir.

2.3. Kemik Tipleri

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırması ve Misch (1999) sınıflandırmasıdır.

Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırmasına göre kemik sınıflaması 2 gruptan oluşmaktadır. İlk grup çene kemiklerinin şekline göre, ikinci grup kalitesine göre yapılmaktadır.

1. Grup (Kemik Şekli)

A: Alveolar kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Rezidüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik vardır.

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon vardır.

2. Grup (Kemik kalitesi)

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.

Misch (1999) sınıflandırması;

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın poröz doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiyoz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

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

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

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.

Bu sınıflama doğrultusundaki kemik yoğunluklarının alt ve üst çenede buldukları lokalizasyonlar genellikle aşağıda görüldüğü şekildedir. İmplant ile temas eden kortikal kemik miktarının fazla olması streslerin iletimi yönünden avantaj sağlarken implantın primer stabilizasyonunu da sağlar (Misch 2005).

Tablo 2.1. Kemik tipleri ve görüldüğü bölgeler

Kemik Yoğunluğu	Tanım	Tipik Anatomik Bölge
D1	Yoğun kortikal	Anterior Mandibula
D2	Pöröz kortikal/ Kaba Trabeküler	Anterior Mandibula, Posterior Mandibula, Anterior Maksilla
D3	Pöröz kortikal(ince)/ İnce Trabeküler	Anterior Maksilla, Posterior Maksilla, Posterior Mandibula
D4	İnce Trabeküler	Posterior Maksilla

2.4. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Seçenekler

Chee ve Jivral (2006) dişsiz mandibula için tedavi seçeneklerini;

- Herhangi bir tedavi uygulamamak,
- Geleneksel tam protez,
- İmplant destekli sabit restorasyon,
- İmplant-doku destekli overdenturelar,
- İmplant destekli overdenturelar,
- Akriik dişlerin kullanıldığı sabit restorasyonları (hibrid protezler) olarak tanımlamışlardır.

Mandibulada tam protez yapımı ve kullanımı zordur. Ölçü tekniklerinden restorasyonun etkinliğinin geliştirilmesine kadar pek çok makale ve teknik yayınlanmıştır. Tüm bu çalışmalara rağmen mandibular tam protezleri patetik kullanamayıp memnun olmayan hastaların sayısı populyasyonda değişiklik göstermektedir (Chee W 2006). Bu tip sorunların çözümü için günümüzde standart tedavi olarak mental foremenler arası (mandibular anterior bölge) iki adet implant üzerine uygulanan implant-doku destekli 'overdenture' kabul edilmiştir (Thomason JM). Drago'ya göre; dişsiz mandibulanın dental implantlarla tedavisinde iki ana yol vardır: sabit veya hareketli protezler. İki protetik seçeneğin de yararları ve sınırlamaları vardır. (Tablo 2-2) Protez tipine karar vermeden önce diş hekiminin tedavi hedeflerini ve beklentilerini hasta ile etraflı olarak konuşması gerekmektedir. Bunun sonucunda fonksiyon ve estetik konusunda hasta ve hekimin hem fikir olması gerekmektedir.

Hekim yapacağı tedaviye karar verirken ve planlama yaparken sistemli bir şekilde hareket etmelidir.

Tablo 2.2. İmplant Endikasyon Sınıflaması

	Sabit	Hareketli
Kret şekli	İnce, bıçak sırtı	Geniş, U şeklinde
İnterokluzal mesafe	10mm	>15mm
Çene ilişkileri	- Sınıf 1	- Sınıf 2,3
Diş eti biotipi	Kalın	İnce

2.5. Dental İmplantlarla Tedavi İçin Klinik Protokol

Genellikle tam dişsiz vakaların tedavi planlaması ilk olarak maliyet göz önünde tutularak yapılır. Ancak planlama sırasında hastanın özel istekleri dinlenmeli ve hekim tedaviyi bu doğrultuda yönlendirmelidir. Hekim her klinik kararda olduğu gibi hastaların istek ve ihtiyaçları ile tedavi seçenekleri, bunların avantaj ve dezavantajlarını özenli bir şekilde ilişkilendirilerek değerlendirilmelidir (Diz P 2006). Hasta seçimi hastaya lokal ve genel anlamda bir bakışla olmalıdır.

Hastalara uygulanacak tedavinin öncelikle tedaviye dahil olma kriterleri vardır. Bunlar:

- İmplant tedavisine hastanın kendi isteğinin olması,
- Hastanın genel sağlığının minör cerrahi prosedürlere uygun olması,
- Tedaviye mutabık görülen implant boyunun uygulanabilmesi için yeterli kemik miktarının bulunması,
- Hasta gerekli oral hijyenini dolayısıyla oral sağlığını devam ettirebilecek yetenek ve istekte olmasıdır (Mericske-Stern R 2000).

Uygulanacak tedaviye dâhil edilmemesi gereken durumlar ve hasta grupları

- Hastanın mevcut proteziyle uyumu,
- Tedaviye mutabık görülen implantın uygulanabilmesi için alveoler krette yeterli kemik miktarı olmadığı durumlar,
- Kognitif yeteneklerin baskılanması nedeni ile iletişimin olası olmadığı hastalar,
- Hikâyesinde madde bağımlılığı öyküsü olan hastalar,

- Minör cerrahi işlemleri için genel sağlık durumunun imkânsız olduğu hastalar,
- İmmünespresif ilaç alan uzun süreli antibiyotik veya kortikosteroid alan, hikayesinde cam kemik hastalığı olan hastalardır (Mericske-Stern R 2000).

Diğer araştırmacılar, çocuk veya ergen, epileptik hastalar, ağır kanama eğilimi, endokardit riski, osteoradionekroz riski, miyokard enfaktüs riskini göreceli kontrendikasyonlar olarak önerilen hasta grubu veya şartlar olarak belirtmiştir (Sugerman 2000). Rapor edilen diğer göreceli kontrendikasyonlar; osteoporoz, sigara kullanımı, diabetes, pozitif interlökin-1 genotipi, HIV pozitif, kardiovasküler rahatsızlık, hipotiroidizm, crohn hastalığıdır (Hwang 2007).

Tedavi planlama protokolü tüm dişsiz hastalar için benzerdir ve bu protokoller klinik ve radyografik değerlendirmenin sonucu olarak oluşur.

2.5.1. Klinik Değerlendirme

- Klinik ağız içi muayene; alveolar kretin formu, genişliği, yüksekliği ve yumuşak dokunun durumu hakkında bilgi edinilmesini sağlar.
- Alveolar kretlerin ilişkisi incelenir, önerilen implant ve planlanan tutucu sistemi için uygun yer varlığı değerlendirilir.
- İmplant tedavisi uygulanmış pek çok dişsiz hastada alveolar kretlerde ileri derecede azalmalar ve yapışık dişetinde geniş bant yokluğu sıklıkla görülür. Bu implant çevresindeki yumuşak doku ataçmanını olumsuz yönde etkilemez ve nadiren diş eti- mukoza grefti önerilir.
- Alveolar kretin morfolojik açıdan genel durumu içinde implantların optimum sayısını ve yeri belirlenir.
- İmplantlar ve protez ile alakalı dokular üzerine gelen okluzal stresler için uygun dağılımı dizayn edilir.
- Optimal estetik sonucu ve hijyen protokolünü sağlar.
- Protezin dizaynı, implantın pozisyonu ve protezin tutucu parçalarının uyumsuzluğu önlenir.

2.5.2. Radyografik Değerlendirme

Radyografik değerlendirmede amaç uygulanacak olan implantların uygun ve doğru yerleştirilerek hastanın fonksiyonu ve estetiğinin sağlanması için tedavi planını geliştirme ve tamamlamaktır (Misch CE). Radyografik görüntüler sadece

protetik planlama aşamasında değil implant yerleşimi ve cerrahi işlemler için de kullanılmaktadır (Tyndall 2012). Radyografik görüntülemenin protetik aşama öncesi hedefleri ise;

- Rahatsızlığı tanımlamak,
- Kemik kalitesini belirlemek,
- Kemik yoğunluğunu belirlemek,
- İmplant yerleştirilmesi amaçlanan yerdeki kritik yapıları belirlemek,
- Okluzal yüklerle bağlı olarak implantların yerleştirileceği optimum pozisyonu belirlemektir.

2.6. Geleneksel Protezler İle İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Karşılaştırılması

Maksiller ve mandibular tam protezler dişsiz hastalar için genelde endike protezlerdir. Ancak yapılan anketler sonucunda yaşlı hastaların tam protezlerinden %66 oranında hoşnut olmadığı görülmüştür (Axelsson 1995). Tam protezlerin dezavantajlarını şu şekildedir:

- Denge ve tutuculuk kaybını da arttıran sürekli devam eden kemik yıkımı,
- Çiğneme fonksiyonunda bozukluk,
- Düzgün fabrikasyon için aşırı detay gerekliliği,
- Sosyal problemler,
- Denge eksikliği (özellikle mandibular protezlerde),
- Tutuculukta zayıflık (özellikle mandibular protezlerde),
- Hastaların protezleri sürekli olarak bu konuda profesyonelleşmiş hekimlere yaptırma istekleri (Doundoulakis 2003).

Yapılan çalışmalarda tam protezler ve implant destekli tam protezlerin çiğneme etkinlikleri ve hasta memnuniyetlerinde bariz bir artış olduğu görülmüştür. Yapılan tüm çalışmaların ortak bulgusu, tam protezlerin, implant destekli tam protezlere göre her bakımdan daha elverişsiz olduğudur. Kanada'nın Montreal kendinde 2002 senesinde gerçekleştirilen bilimsel bir toplantı bu konu hakkında birçok klinik ve bilimsel çalışmalar sonunca bu konuyla ilgili ortak bir görüş üzerine mutabık olmuşlardır. Bu görüş, tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifinin mandibulada iki adet intraosseöz implantla desteklenmiş tam protezler olduğudur. McGill uzlaşısı olarak da anılan bu görüş bütün dünyaya ilan edilmiştir (Thomason JM). 2009 yılında York konsensüsünde de bu karar tekrar gözden

geçirilmiş ve aynı sonuca ulaşılmıştır. Geleneksel tam proteze göre implant-doku destekli hareketli protezlerin tam dişsiz hasta için birden fazla avantajı vardır;

- Mandibula anterior bölgede implantların yerleştirilmesi kretteki kemik kaybının minimum olmasını sağlar.
- Travma veya tümör sebebiyle meydana gelen sert ve yumuşak doku defektleri olan hastaların rehabilitasyonu geleneksel tam protezle göre daha konforludur.
- İmplant overdenturelar protezin geniş yapılmamasını bu sayede yumuşak dokuların daha az örtülmesini sağlayabilir. (Örn: Bar tutuculu implant-doku destekli “overdenture”lar)
- Geleneksel tam protezlerin yanı sıra tutuculukta, destekte ve fonasyonda iyileşme görülür.
- Mandibular overdenture protezlerde geleneksel tam protezlere oranla denge ve çiğneme kuvveti daha yüksek oluşur (Misch CE 2007).

İmplant destekli overdenture protezlerin geleneksel protezlerden daha avantajlı olduğu birçok gelişigüzel çalışmadan elde edilen bilgilerle ortaya konmaktadır (Bakke 2000). Bütün bu yararlarlar çiğneme fonksiyonlarının yanı sıra oral sağlık ile bağlantılı gelişen yaşam kalitesi memnuniyet gibi psikolojik etkenleri de bünyesinde barındırır. Bu sayede fonksiyonu gelişen dişsiz hastaların diyetindeki çeşitlilik artışı ve genel sağlık durumunu daha iyi duruma getirir.

2.7. İmplant Üstü Hareketli Protez Endikasyonları

- Geleneksel protezler için yetersiz kemik desteği,
- Yetersiz nöromuskuler uyum,
- Ağız içi rehabilitasyona ihtiyaç duyulan doğumsal veya sonradan kazanılmış oral ve çene-yüz kusurları,
- Hareketli akrilik kaide için mukozal dokuların düşük toleransı,
- Üst hareketli protezle uyarılan etkili veya aşırı etkili öğürme refleksi,
- Protezin dengesizliğine yol açan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Hareketli protez kullanmaya yönelik psikolojik yetersizlik,
- Tam protezle oluşan hasta memnuniyetsizliği veya daha fazla denge ve konfor arzusu,
- Yüksek protetik beklentiler implant overdentureların endikasyonlarıdır.

2.8. İmplant Üstü Hareketli Protez Kontrendikasyonları

- Hasta Seçimi
- Tıbbi Kontrendikasyonlar
- Psikolojik Değerlendirme
- Anatomik Değerlendirme

2.8.1. Hasta Seçimi

İmplant tedavisi her hasta için uygulanabilir değildir. Hasta hem cerrah hem de protez uzmanı tarafından iyi bir şekilde incelenmeli ve alternatiflerin her biri hastaya anlatılmalıdır.

2.8.2. Tıbbi Kontrendikasyonlar

İmplant cerrahisi sonrası iyileşme sürecini uzatan veya engelleyen bazı genel sağlık sorunları vardır. İmmün yetersizliği olan hastalar, kontrol altına alınmamış diyabet hastaları, uzun süre steroid kullanan hastalar, yüksek doz radyasyona mağruz kalan hastalar ve bazı kan hastalıkları bunlardan bazılarıdır. Aşırı alkol ve sigara tüketiminin yanında eğer hastanın oral hijyeni kötü seviyedeysse implant yapımından kaçınılmalıdır. Dental implantların iyileşme sürecini olumsuz yönde etkileyen bazı tıbbi kontrendikasyonlar vardır.

2.8.3. Psikolojik Değerlendirme

Bazı klinisyenler bu değerlendirme için anket formları kullanırlar. Hastanın protezi ile ilgili pek çok gerçekçi olmayan beklentilerini tespit etmek önemlidir. Psikolojik tedavi gören hastalar tedavi ve takip süresince iş birliği yetisi daha az olan hastalardır. Psikolojik problemler başarıyı azaltabilmektedir (Basker 1993).

2.8.4. Anatomik Değerlendirme

Doğru yapılmış bir klinik ve radyografik muayene implant cerrahisinde çok önemlidir. Özellikle kretlerinde aşırı rezorbsyon olan bireylerde implantların konumlandırılacağı alandaki tüm anatomik yapılar incelenmelidir. Mandibulada mandibular kanal ve mental foramenler, maksillada ise nazal kavite ve maksiller sinüs dikkat edilmesi gereken anatomik yapılardır. Hastanın kemik yüksekliği ve genişliğine uygun implantlar seçilmelidir. İmplantın yerleştirileceği bölgede ve çevre

dokular da patolojik yapı olmamalıdır. Çevre yumuşak dokuların sağlıklı olması ve yeterli miktarda keratinize dişetin in olması gerekir. Ayrıca protez için de yeterli mesafe olmalıdır (Misch 2007).

2.9. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri

Günümüzde birçok farklı tutucu sistemi implant destekli overdenture protezlerde olumlu sonuçlar vermektedir. Bağımsız veya bir bar ile splintlenmiş tüm tutucu sistemleri protezde oluşan dikey yöndeki hareketleri engellemek için tasarlanmıştır (Alsabeeha 2012). Tutucu tipi değıştikçe implantlara iletilen stres değışmekte ve biyomekanik bütün olarak farklı bir hal almaktadır (Daas 2008).

Tutucu seçimi genellikle hekimlerin karar vermekte zorlandığı konuların başında gelmektedir. Verilecek kararı ağız hijyeni, anatomik koşullar (mandibular ve maksiller ilişkisi, karşıt ark dentisyonu, interokluzal mesafe vs.), implantlar arası mesafe, tutuculuk ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, oral fonksiyon, hastanın kontrol randevularına uyumu, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ayrıca ekonomik koşulları belirlemektedir. Bu faktörlere ek olarak destek sayısı ve kretteki dağılımı, alveolar kretin formu ve kemik yıkım miktarı göz önünde bulundurulmalıdır (Menicucci 1998).

Klemetti'nin yaptığı araştırmada özellikle mandibular overdenturelarda protezin fonksiyonunun veya hasta memnuniyetinin implantın sayısına veya tutucu tipine bağlı olmadığı rapor edilmiştir.

İmplant destekli protezlerde kullanılan tutucu tipleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

I. Splintlenmemiş Tutucular:

1- Kuvvet Kırıcı

a) Küresel veya çivi başlı tutucular

b) Manyetik tutucular

2- Dikey Yönde Harekete İzin Veren

a) Özel döküm teleskopik tutucular

b) Locator abutmentlar

II. Splintlenmiş Tutucular:

1- Kuvvet Kırıcı

a) Yuvarlak kesiti barlar

b) Yumurta kesitli barlar (Dolder bar)

2- Dikey Yönde Harekete İzin Veren

- U kesitli barlar

2.9.1. Top Başlı Tutucu Sistemleri

Top başlı tutucu ilk kez alt çene kanin bölgelere yerleştirilen iki implant üzerine Zarb ve arkadaşları tarafından uygulanmıştır (Jimenez-Lopez 1999). Tercih edilmelerindeki asıl sebep yerleştirilmelerinin kolaylığı ve ekonomik olmalarıdır. Kullanıldıklarında mekanik komplikasyon görülme ihtimali nispeten düşüktür. Bu tutucuların malzemesi genel olarak altın ve titanyum olmaktadır.

Top başlı tutucuların avantajları sıralanırsa;

- Temizlenebilmesi kolay olduğundan ağız hijyeni kötü olan hastalarda tercih edilmektedir.
- Laboratuvar aşaması daha kolay olmakta ve daha kısa sürmektedir.
- Gerekğinde mevcut proteze uyumlandırılabilir.
- Maliyetleri düşüktür.

Bu sistemlerin içeriği esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin oturduğu metal parça ve bu lastiği yerleştirdiğimiz metal posttan oluşan sentetik polimerlerdir. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir.

Top başlı tutucu sistemlerinde matriks olarak farklı tutucu tipleri kullanılabilir. Bunlar; o-ring tutucu, titanyum matriks, altın matrikstir.

Bu tutucu sistemi menteşe ve rotasyon hareketlerinde serbestlik sağlayabilirler. Altı farklı yönde harekete izin verirler. Top başlı tutucuların çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir.

Yuvarlak şekilli tasarımlarından dolayı oluşan undercut alanları maksimum tutuculuk sağlamaktadır. Bu tutuculuk protezin içinde kalan elastik metal lameller ya da plastik halkalarla oluşturulmaktadır (Jimenez-Lopez 1999).

Top başlı sistemlerin tutuculuğu barlı sistemlere göre çok daha hızlı azalmakta ve dolayısıyla protez üzerinde yeniden düzenleme ihtiyacı daha erken oluşmaktadır.

İmplantların ideal pozisyonda ve paralel olmadığı durumlarda 30 derecelik açılanmaları tolare edebilecek ve rotasyon hareketine izin verebilecek bir dişi parça kullanımıyla top başlı tutucular tercih edilebilmektedir.

Top başlı tutucuların dezavantajları ise;

- Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı
- Maksiller implant üstü tutucu olarak çok fazla tercih edilmemesi
- İnterokluzal mesafesi kısıtlı hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamalarıdır

Stoker ve arkadaşlarının (2007) yaptığı üç tip implant tutuculu overdenturede maliyet etkinliği ve bakım gerekliliği konusundaki 8 yıllık takip çalışmasında top başlı tutucuların en yüksek bakım gerekliliği gösterdiğini bulmuşlardır.

Top Başlı Tutucularda Kullanılan Materyaller:

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

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

Metal Yuva (Kapsül): Lastiğin içinde bulunduğu metal yuvanın alüminyum, bronz, altın veya pirinç gibi yumuşak materyallerden yapılması tercih edilmez. Oluşabilecek hasarların minimuma indirilmesi için tercih edilen materyal genellikle paslanmaz çeliktir. Ayrıca lastiğin deforme olmaması için metal yuvanın her tarafının yuvarlatılmış olması gerekir (Geçkili 2007).

2.9.2. Çivi Başlı Tutucu Sistemleri

İmplant tutuculu overdenturede bağlanmamış tutucu sistemlerinin kullanımı için prefabrike bir parça olan çivi başlı tutucu sistemi de kullanılabilir. (Kleis 2010).

Ticari firmaların farklı adlarda üretimleri mevcuttur ve implant firmaları bu tutucu üreticilerinden teminde bulunmaktadır. Locator, Zaag, Zest, Preat, ERA gibi hemen hemen tüm implant firmaları ile uyumlu olan sistemlerdir.

Özellikle arklar arası mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda tutuculuk ve aşınma olarak komplikasyon göstermediği görülmüştür (Chung 2004). Aşırı konturlu

protezlerde, dikey boyutun arttırıldığı, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlaklar veya kırılmaların olduğu, tutucuların protezlerden ayrılmaları, protezde çatlak veya kırılma olduğunda hasta memnuniyeti olumsuz etkilenebilmektedir. Bu durumlarda çivi başlı tutucular boyları kısa olduğu için top başlı tutuculara tercih edilebilmektedir.

Kleis ve arkadaşları (2010) çalışmalarında bu sistemleri top başlı tutucu sistemi ile karşılaştırdığında hastaların daha memnun olduğunu söylemiştir.

Çivi başlı sistemler dikey yönde ve menteşe hareketlerine izin vermektedir. Bunu sağlamalarının nedeni metal parça içindeki siyah plastik parçanın tutucunun kendisinden 0.4 mm uzun olmasıdır. Bu sayede çivi başlı parça metal tutucunun içerisine konduğunda arada 0,4 mm'lik bir boşluk kalır. Bu sistemler de hem ağız içerisinde direkt yöntemle hem de laboratuvarında endirekt olarak protezle birleştirilebilir.

2.9.2.1. Locator Tutuculu Sistemler

Locator tutuculu sistemler; Zaag, Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmalarla işbirliğinde uygun abutment seçenekleriyle beraber hemen hemen tüm implant firmaları tarafından üretilmektedir.

Locator tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun Locator abutmentler, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu (Locator Processing Cap), şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde ve farklı retansiyon kuvvetine sahip locator tutuculardan (Locator Insert) oluşmaktadır (Geckili 2007).

Locator sistem abutment ve diğer parçaların toplamında 2.5mm lik bir uzunluktadır. Sistemin uygulanması için firmanın sağladığı "Locator Core Tool" adında 3 parçalı bir uygulama aparatı kullanılmaktadır.

Bu aparatın alt parçası olan abutment yerleştiricisi (Locator Abutment Driver) dişeti yüksekliğine uygun olan abutmentlerin implantların içerisine vidalanması için; aparatın üst parçası olan lastik çıkarıcı parça (Insert Removal Tool) protezin içerisinde kalan kapakların içindeki siyah naylonların çıkarılması için; aparatın orta parçası (Insert Seating Tool) ise 5 farklı renge sahip plastik tutucu parçalardan hasta için uygun olanının çıkartılan siyah naylonun yerine yerleştirilmesi için kullanılmaktadır (Geckili 2007).

2.9.2.2. ERA Tutucular

ERA tutucular, rezilient tutucular olarak sınıflandırılan ve hemen hemen tüm implant sistemlerine uygulanabilen tutucu sistemleridir. Diğer sistemlere göre ekonomik olmaları en büyük avantajıdır (Landa 2001). Retansiyonu ayar yapılarak değiştirilen dişi parçaları vardır. Bu sistemlerin açılı abutment seçenekleri de mevcuttur. Landa ve ark. (2001) yaptıkları 2 senelik klinik çalışmanın sonucunda ERA tutucuların, hasta memnuniyetlerini olumlu yönde arttırdıkları, implantların çevresindeki yumuşak doku ve kemiğin sağlığı açısından diğer ataşman türlerinden farkları olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca yapılan bir başka çalışmada, ERA tutucuların implant çevresindeki kemiğe en uygun yük transferini sağladığı belirtilmiştir.

Bu sistemdeki açılı abutmentler okluzal mesafesi yetersiz hastalarda problem yaratabilmektedir (Landa 2001). Ayrıca açılı abutmentlerin ayarlanmaları ve tutucuların protez içerisine bağlanması sırasında da problemlerle karşılaşılabilineceği belirtilmiştir.

Bu nedenlerden dolayı ERA tutucular paralelliğin sağlandığı implantlarda tercih edilmelidir (Landa 2001).

2.9.3. Bar Tutuculu Sistemler

Bar tutuculu sistemler maksilla ve mandibulada aşırı yıkıma uğramış kret varlığında, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda kısmi rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuk ve dengenin fazla olmasının istendiği protezlerde endikedir (Misch 2008). İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu kemik yıkımına uğramamış kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu (fazla sayıda implant gerekliliği), ağız hijyeninin iyi sağlanamayacağı düşünülen vakalarda kontrendikedir. Tutuculuk ve dengeyi olumlu yönde etkilemeleri, birbirine bağlanması nedeniyle kuvvetler dayanaklara daha az iletilmesi avantaj olarak kabul edilirken, ekonomik olmaması ve yapım aşamalarının karmaşık olması dezavantajlarıdır.

Barlı sistemlerin alt çenede kullanımı için minimum iki implant olması gereklidir. Bar sistemleri prefabrik olabilir veya döküm yoluyla konvansiyonel olarak elde edilebilirler.

Barlı bağlantıların türleri:

A- U Kesitli Bar

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

B- Yuvarlak Kesitli Bar

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

C- Yumurta Kesitli Bar (Dolder Bar)

- Esnektir.
- İndirekt tutuculuk açısından avantajlıdır

Bar sistemi yuvarlak kesitten U kesitli olana doğru farklılaştıkça protezde oluşan rotasyon kuvvetleri daha iyi elimine edilebilmektedir.

Döküm barlar oluşturulurken bar mutlaka menteşe hareketinin olduğu eksene 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 (Schneider AL., Kurtzman GM. 2002). Barın sagittal düzlemle dik açı yapmasına, iki implant arasının düz bir hatta olmasına ve çiğneme düzlemine paralel olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir.

Plastikten yapılmış klipslerin ağızda çeşitli faktörler dolayısıyla tutuculuklarını kaybettiği görüldüğü için metal klipsli sistemlerin daha çok tercih edilmesi gerektiği düşünülmektedir. Ancak, klinik uygulamada metallerde oluşan malzeme yorgunluğu da dikkate alınmalıdır ve bu nedenle değiştirilebilir olması ve ucuz olmasından dolayı plastik klipsler tercih edilmektedir.

Bar tutucular ile mukoza arasında kalan bölüm plak retansiyonuna çok açıktır ve bu nedenle hastalara barlı bir protez planlanıyorsa iyi bir oral hijyene sahip olması gerektiği söylenmelidir. Bunun dışında interokluzal mesafenin yeterli olmasına dikkat edilmelidir.

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

Bar tutucular uygulandığında, eksentrik hareketler esnasında oluşan yükler implantlar arasında dağıtılmaktadır (Grossmann 2005).

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 (Schneider AL., Kurtzman GM. 2002)

2.9.4. Manyetik Tutuculu Sistemler

Manyetik tutucular diş protezleri haricinde çene protezleri yüz protezleri için de kullanılabilen bir sistemdir (Barsby 2004). Bu sistem implant destekli hareketli protezlerde farklı bir mekanizma ile tutuculuk sağlamaktadır. Manyetik tutucular implant destekli tam protezler için alternatif bir tutuculuk mekanizması sağlamaktadır. Bu sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından yapılan mıknatısları içerir. Her iki alaşım da oral sıvılarda kolayca korozyona uğrar. Bu nedenle kontaminasyonu önlemek ve manyetik özelliğini kaybettirmemek için koruyucu kaplamayla kaplanmalıdır. Manyetik tutucular, iki parçaya sahiptir. Sistemin ikinci parçası ferromanyetik 'keeper' parçasıdır. Bu kısım, abutmenta vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromanyetik alaşımdan yapılmıştır. Mıknatıs parçası ise protezde kalmaktadır (Barsby 2004).

Manyetik tutucuların önemli bir özelliği protezin giriş yolundan etkilenmemeleridir. Bu özelliğin bir diğer olumlu etkisi de bu sistemlerin istenirse tek başına istenirse de diğer sistemlerle beraber kullanılabilir olmasıdır (Barsby 2004). Olumlu özelliklerine karşın top başlı ve barlı sistemlerle karşılaştırıldığı bir çalışmada tutuculuk oranları ve hastalarda oluşturdukları memnuniyet daha az bulunmuştur (Tokuhisa 2003).

2.9.5. Teleskopik Tutucu Sistemleri

Teleskop tutucular çok yönlülüğü ve başarılı sonuçları dolayısıyla uzun zamandır kullanılmaktadır. Destek dişlerin düşük miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmekte, sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır (Preiskel 1998).

Dişlerin bulunduğu durumlarda kullanılmaya başlayan teleskopik yaklaşım günümüzde implant destekli hareketli protezlerde de 1989 yılından beri kullanılmaktadır. İmplant abutmentleri primer olarak kullanılmakta ve paralel olmayan implantlarda konturlar modifiye edilerek bu şekilde proteze uygun bir giriş yolu sağlanabilmektedir. Ayrıca teleskop tutuculu protezlerde abutmentin vida boşlukları sadece primerler üzerinde bulunduğu için dış yapı üzerinde vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir (Preiskel 1998).

Teleskopik tutucular protez stabilizasyonunda kullanılması, birbirine bağlanmaması sayesinde avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzeyler nedeni ile yatay denge sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı dengeler (Heckmann 2004).

2.10. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Oluşturduğu Stresler

İmplant üstü protezlerdeki tutucular etrafında periodontal ligament olan doğal dişlere göre daha farklı bir kuvvet dağılımı yaratırlar (Branemark 1985). İmplant ve diş arasındaki en önemli farklılık implantların dişlerden farklı olarak kemik içinde hareket edememesidir. İmplantların dişlerden daha sert olmalarından dolayı kemikte daha fazla stres oluşturduğu söylenmektedir. Bu oluşan stresler iyileşme döneminde aşırı yükselirse kemikte mikro kırıklara neden olur ve mineralize olmayan bağ dokusuyla iyileşmeye sebebiyet verir (Branemark 1985).

Çalışmalar implant üstü protezlerde yüksek bir başarı bildirirse de bazen hasta ve hekimi zor durumda bırakan implant kayıpları meydana gelebilmektedir. Bu kayıplar genellikle implant çap ve uzunluğunun uygun olmaması, oral hijyen eksikliği ve kemik yapısının uygun olmaması gibi nedenlerden kaynaklanmaktadır (Tada 2003).

İmplant üstü hareketli protezlerin kuvvet iletim mekanizması implant üstü sabit protezlerden ayrılmaktadır. Sabit protezlerde kuvvetler implantlar tarafından karşılanırken hareketli protezlerde kemik ve mukoza bu kuvveti implantlarla beraber karşılar. Bu da kuvvet iletiminin hareketli protezlerde daha karmaşık olmasına neden olur. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip

protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi sonucu oluşan protez rotasyonu implantlar baskı ve tork kuvvetlerine maruz kalır (Menicucci 1998). İmplantlar üzerine genellikle aksiyal kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme kuvvetleri, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri meydana gelebilir. Protezin bazı durumlarda fukrum eksenini yaratarak kemik üzerinde bükülme kuvveti uygulayabileceği bildirilmiştir (Tokuhisa 2003). Jemt ve arkadaşları yaptıkları çalışmada implant üstü sabit protezin implant üstü hareketli proteze göre distal bölgedeki mukoza ve kemiğe daha az kuvvet ilettiğini bulmuşlardır (Jemt 1991). İmplant üstü hareketli protezlerin çiğneme kuvvetleri doğal diş veya implant üstü sabit protezlere göre daha düşük olsa da yatay ve oblik yönde gelen kuvvetlerin asıl zararı yarattığı çalışmalarda görülmüştür (Merickse-Stern 1992).

Klinik kullanımda çiğneme kuvveti önce proteze daha sonra kemik implant bağlantısına ulaşır. Bu nedenle araştırmacılar bu süreci etkileyen biyomekanik faktörler üzerinde çalışmalar yapmaktadır. Bunlar:

- Kuvvetlerin yönü,
- Kuvvetlerin büyüklüğü,
- Protez tipi,
- Protez materyali,
- İmplant şekli,
- İmplantların sayı ve dağılımı,
- Kemik yoğunluğu,
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleridir (Sahin 2002).

Kemik biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalarda normalden daha yüksek kuvvetlerin implantların kaybında rol oynadığını göstermiştir. Aşırı yükleme sonucu (2500-3500 strain) implant etrafındaki kemiğin fazla miktarda hasara uğrayacağı söylenmektedir (Stanford 1999). Ancak fizyolojik limitlerin üzerinde patolojik yükleme olursa (3500 strainden fazla) kemik implant arayüzündeki kemikte mikro çatlaklar meydana gelir (Rangert 1989).

İmplant üstü hareketli protezlerin kuvvetleri kemiğe iletmesi konusunda tutucu sayısı ve tipi haricinde akrilik kaidenin uyumu ve besin maddelerinin özellikleri (gıda viskozitesi, yapısı, esnekliği) de etkilidir (Glantz 1997).

Kemik ve implant destekli hareketli protezler üzerinde oluşan stresler hem kuvvetlerin yerine hem de büyüklüğüne bağlıdır (Hobkirk 1998). İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve lokalizasyonlarının kuvvet iletimini ve implantlar etrafındaki gerilmeleri etkilediği ve özellikle implantların kayma kuvvetlerine karşı olan biyomekanik özelliklerinin etkilendiği bildirilmektedir (Holmgren 1998).

İmplantların sayı ve dağılımının implant ve destek kemiğin yüklenmesine etki ettiği söylenmektedir (Fanuscu 2004). Temelde yük ne kadar çok implant üzerine yayılırsa kemikteki stres o kadar az olacaktır (Skalak 1983). Buna rağmen dişsiz mandibulada az sayıdaki implant üzerine yapılan hareketli protezlerin de başarılı olduğu görülmüştür. Mental foramenler arasına yerleştirilen iki implant üzerine yapılan hareketli protezlerin yeterli olduğu çalışmalarda görülmüştür (Bidez 1992). Dişsiz mandibulada genel tedavi planı iki veya dört implant üzerine yapılan hareketli protezdir. Burns implant üstü hareketli protezler için yapılması gereken implant sayısının hala net olmadığını söylerken, iki implantın minimum olduğunu ve artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırıldığını vurgulamıştır (Burns 2004). Bundan farklı olarak alt çene orta hattındaki sadece tek implant üzerindeki hareketli protezlerin bile başarılı sonuçlar verebildiği söylenmiştir (Alsabeeha 2009). Hatta bu konseptin uygulandığı hastaların beş yıllık takibi sonucunda, protez retansiyon ve stabilitesinin önemli oranda arttığı belirtilmiştir. İnterforaminal bölgede ikiden fazla implant yerleştirilmesinin düz çizgi ilişkisi yerine açısız ilişki oluşturduğu ve üç implantla desteklenen hareketli protezlerde öndeki implant endirekt tutucu görevi üstlenerek protezin ön segmentinin dokulara gömülmesini engellediği söylenmektedir (Çelik 2006).

Yine alt çene iki ve dört implant üstü hareketli protez karşılaştırılmasında implant çevresinde klinik ve radyografik olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Batenburg 1998).

İmplant destekli hareketli protezlere fonksiyon sırasında etki eden kuvvetler abutmentlar ve rezidüel kretler kadar implantlar etrafındaki alveol kemiğine de iletilmektedir. Tutucu parçaların yerleştirildiği abutmentlar üzerinde implantların başarısını olumsuz şekilde etkileyecek kuvvetlere neden olmamak çok önemlidir. Kemikte hasar olmaması için tutucu tipinin doğru seçilmesi önemlidir. Locator tutucular dikey ve yatay yönlerde harekete bir miktar izin vermektedir. Manyetik tutucular dikey harekete izin vermezken abutmentlara gelen horizontal kuvvet iletimini azaltırlar, bar tutucular da barın kesitine göre harekete izin verebilmektedir.

2.10.1. İmplant Üstü Protez Kullanan Hastaların Oluşturduğu Okluzal Kuvvetler

Okluzal yükler yüksek kuvvette olmasına karşın kısa süreli yüklerdir. Çiğneme kuvveti her bireyde farklılık gösterebilir. Doğal dişlere sahip bireylerde çiğneme kuvveti 100 N'dan 2400 N'a kadar değişebilir (Brunski 1992). Doğal dişli bireyler, hareketli protez kullananlara göre 5-6 kat daha yüksek ısırma kuvvetine sahiptir. İmplant destekli sabit protez taşıyan hastalarda ise çiğneme sırasındaki kas fonksiyonları ve dolayısıyla çiğneme kuvveti doğal dişli bireylerinkine çok yakındır (Haraldson 1979).

İmplant destekli hareketli protez hastalarında çiğneme kuvveti minimum 50 N maksimum 145 N bulunmuştur. Ağız içerisinde distale gittikçe aksiyal kuvvet komponentleri artma eğilimindedir. Molar bölgedeki çiğneme kuvvetleri kesiciler bölgesinden elde edilen çiğneme kuvvetlerinden dört kat daha büyüktür (Haraldson 1979). Bu durum 3. sınıf kaldıraç ile açıklanır. Bu fikre göre kuvvetler fulkrum eksenine yaklaştıkça büyürler. Bu fikir çiğneme hareketine uygulandığında fulkrum eksenini temporomandibular eklem olarak kabul edilirse posterior bölgedeki kuvvetler anterior bölgedekilerden daha büyüktürler.

2.10.2. Yükün İmplanttan Kemiğe İletimi

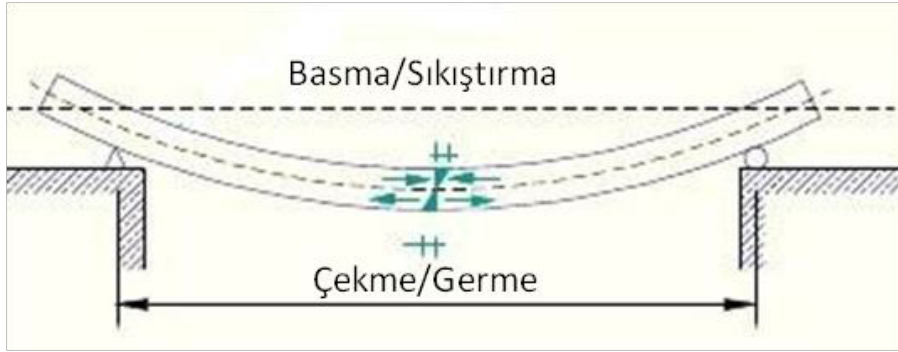
Dişler etrafındaki periodontal ligament kuvvetlerin birazını absorbe ederek kemiğe gelen kuvveti azaltırlar. İmplantların etrafında periodontal ligament olmadığı için bütün kuvvet implant etrafındaki kemiğe gelir. Bir dental implant defleksiyona (uygulanan kuvvet altında eğilme, doğrultusundan kayma) uğradığını sadece alveolar kemikte deformasyon (biçiminin bozulması) ile gösterir. İmplant ve kemikteki bu bağlantı kemikte rezorbsiyona sebep olur ve osseointegrasyon bozulur (Lewis 1996).

Dental implantlar üzerindeki yüklemeyi etkileyen çeşitli faktörler vardır.

- Proteze gelen kuvvetin büyüklüğü
- İmplant ve protez arasındaki bağlantıların uyumu
- Protezin tipi
- İmplantların çapı, boyu ve sayısı
- İmplantların ve protezlerin mekanik özellikleri
- Karşıt arkın durumu (doğal diş veya protez)

- Çene veya kafatasındaki fonksiyonel bozukluklar
- Mevcut kemiğin kalitesi
- Besinin tipi

İmplant üzerine bir yük geldiğinde kuvvet vertikal ve horizontal olarak ikiye ayrılır. Vertikal kuvvet implant uzun eksenine paraleldir ve horizontal kuvvet protez düzleminindedir. Çalışmalarda vertikal kuvvetin horizontal kuvvetin 10 katı olduğunu söylemiştir (Brunski 1988). Genel inanış da vertikal kuvvetlerin horizontal kuvvetlerden daha iyi karşılandığıdır. Vertikal kuvvetler tek bir yönde hareket ederken horizontal kuvvetler bukkolingual ve mesiodistal olarak iki yönde hareket eder. Kemik içerisindeki gerilmeler ara yüz bölgesinde çekme/germe, basma/sıkıştırma ve kayma/makaslama kuvvetleri oluşturur (Şekil 2-1). İmplantta gelen ara yüz yüklemeleri doğal olarak baskı/sıkıştırma kuvvetleri olmalıdır. Çünkü basma/sıkıştırma kuvvetleri kemik implant ara yüzündeki kaynaşmayı sağlarlar (Misch 1999). Çekme/germe kuvvetleri tam tersi bir etkiye sahiptir. Ara yüzün birbirinden ayrılmasına neden olur. Kemik çekme/germe kuvvetlerine maruz kaldığında kemiğin ossointegre olma kuvveti %30, kayma/makaslama kuvvetlerinde ise %65 azalır. İmplantlarda periodontal ligament bulunmadığından kayma kuvvetlerinin implantlar üzerinde daha yüksek bir yıkıcı etkisi vardır (Brunski 1992).



Şekil 2.1. Kuvvet altında ortaya çıkan çekme/germe ve basma/sıkıştırma gerilmeleri.

İmplanttan kemiğe geçen kuvvetler iki çeşit moment (dönme kuvveti) oluşturur. Bunlar eğilme ve bükülme momentleridir. Bu momentler sırasında çekme ve basma kuvvetleri oluşur. Bu moment dişlerde kökte oluşur ancak implantta alveol krette birikir. Bu nedenle momentlerin büyüklüğü implantların kuvvetin geldiği noktaya olan uzaklığı arttıkça artar (Duyck 2000). Moment kuvvetleri aksiyel kuvvetlerden de fazla stres oluşturur ve implant çevresinde implant kaybına yol açabilecek yıkımlara sebep verir. İmplant üzerindeki momentler doğru bir tüberkül

fossa ilişkisi sağlanarak ve-veya karşıt dişteki tüberkül eğimleri azaltılarak minimuma indirilebilir. Bu da implant destekli restorasyonlarda optimum bir protez planlamasının gerekliliğinin altını çizmektedir.

2.11. Gerilme Analizinde Kullanılan Teknik Terimler

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

2.11.1. Kütle (Mass)

Kütle sıklıkla ağırlıkla karıştırılan bir kavramdır. Aslında cismin harekete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Kütle ve ağırlık tamamen farklı özelliklerdir. Ağırlık cisme eden yerçekimi kuvvetidir. Kütle ise yerçekiminden bağımsız bir özelliktir ve ortamdan ortama değişmez.

2.11.2. Kuvvet (Force)

Kuvvet, cismi harekete geçiren değsitiren veya hareketi durduran etki olarak açıklanabilir. Newton kuvveti şu şekilde tanımlar:

$$F: m \times a$$

F: Kuvvet, m: Kütle, a: İvme

Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf=9,8 N). Kuvvetler ağırlık veya kaslar gibi birçok kaynakta üretilebilir. Newton'un diğer kanununa göre her hareketin karşılığında eşit başka bir hareket vardır (etki=tepki). Bu durumda sistem statik denge konumundadır. Çiğneme kuvvetini gösteren öodellerin çoğunda alt çenenin statik dengede olduğu varsayılır. Çene dinamiği ve hareket de içeren özelleşmiş modellerin analizi dinamik değişkenler ve ikinci dereceden diferansiyel denklemler içerirler. Bir cisme birkaç kuvvet beraber etki ettiği zaman (alt çeneye etki eden farklı kaslar gibi), bu kuvvetler vektör toplamları ile bileşke kuvvete indirgenebilirler.

Kuvvetler hakkında anlaşılması gereken son kavram nasıl dağıldıkları veya uygulandıklarıdır. Dağılım gösteren kuvvetleri noktasal kuvvet olarak kabul ederiz. Bir kas kümesine yapışma yerinden kuvvet uygulandığında eşit olmayan bir dağılım gösterecektir. Bu durumda dağılılan her noktasal kuvvet bireysel olarak hareket edip

her kas elemanının ağırlık merkezinden etki ederek uygulanan toplam kuvvet hakkında aşağı yukarı bir değer elde edilmesini sağlar. Modelleme tekniklerinin pek çoğunda alt çeneye etki eden kuvvetler noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır.

Örneğin kas kuvvetini uygulamak için kasın başlangıç ve yapışma yerlerinde yapıştığı yüzeyin ortası seçilir. Dişlerde de okluzal yükler noktasal olarak azı diş santral fossalarına uygulanır (Bidez 1993).

2.11.3. Moment (Torque)

Kuvvetin döndürme etkisine moment denir. Kuvvet döndürme noktasına ne kadar uzaksa moment o kadar artar.

F kuvvetinin O notasına göre momenti aşağıdaki denklemlerle hesaplanır:

$$M=F.d$$

M: Moment, F: Kuvvet, d: Mesafe

2.11.4. Gerinim (Strain/Birim Uzama)

Cisme bir kuvvet geldiğinde cismin gösterdiği boyut değişimine gerinim (strain) denir. Gerilme oluşunca bu gerinim oluşumunu da sağlar. Gerilme ve gerinim atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük sonucunda atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilme iken, atomların yer değiştirme derecesi gerinimdir. Uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı olan gerinimin, hiçbir birimi yoktur ve sayısal değeri şu ilişki ile verilir (Çilingir 2005):

$$\epsilon = \Delta L / L$$

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

Gerilme ve gerinim birbirlerinden farklı niceliklerdir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (McCabe 1999). Frost, 3500 birimden fazla yük uygulandığında patolojik aşırı yüklenme durumunun gerçekleştiğini ve 25.000 birim değerinde ise kemikte kırık meydana gelebileceğini belirtmiştir (Frost 1990).

2.11.5. Gerilme

Cisme bir kuvvet uygulandığında zıt yönde eşit miktarda bir tepki olarak gerilme oluşur. Hem uygulanan kuvvet hem de içeriden gelen gerilme cismin tüm yüzeyi üzerinde dağılır. Bir yapının içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak isimlendirilir ve aşağıda gösterildiği şekilde formüle edilir (Sancaklı 2006).

$$\sigma = F / A$$

σ : Gerilme, F: Kuvvet, A: Alan

Araştırmalarda kuvvetin tercih edilen birimi Newton (N), gerilmenin birimi ise Paskaldır ($P = N/m^2$). Genellikle gerilme birimi olarak Megapaskal ($1 \text{ Mpa} = 1 \text{ N/mm}^2$) kullanılmaktadır. 1Newton'luk kuvvet ise 1kg'lık bir kütlenin $1m/saniye^2$ uygulanmasıdır. Çeşitli araştırmalarda kullanılan pound kuvvet birimi ise $1N = 4.448$ pound olarak eşitlenir (McCabe 1999)

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

2.11.5.1. Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)

Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cisimi etkilemesiyle oluşur. Kortikal kemik için bu değer 120 MPa olarak bildirilmiştir.

2.11.5.2. Basma Gerilmesi (Compressive Stress)

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

2.11.5.3. Kayma Gerilmesi (Shear Stress)

Cisim moleküllerinin yüzeye paralel kaymasına neden olan iki kuvvetin beraber oluşması ile görülür.

Çekme ve basma gerilmelerine normal gerilmeler denir ve $\sigma_1 - \sigma_3$ (sigma) sembolü ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise τ (tau) simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde

çekme, basma ve kayma gerilmelerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir (Borchers 1983).

2.11.6. Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün kayma bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilmelere asal gerilme denir. Asal gerilme maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük değeri gösterir (Borchers 1983).

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

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler çekme tipi gerilmeleri, negatif değerler ise basma tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Bir gerilme elemanında belirgin ölçüde hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o gerilme elemanı daha büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında çekme gerilmesi değeri 100 Mpa, basma gerilmesi değeri -20 Mpa ise, o düğüm noktasında çekme gerilmesi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana gerilme değeridir (Celik 2007).

2.11.7. Mohr Dairesi

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

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

Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir. Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Gerilme üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır. Kortikal kemik için bu değer 167 MPa olarak bildirilmiştir (Teixeira 2010).

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

σ_e : Von Mises Gerilme, σ_1 : Maksimum Asal Gerilme, σ_2 : Ara Asal Gerilme, σ_3 : Minimum Asal Gerilme

2.11.9. Elastik Limit

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir.

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için 0 ile 0,5 arasında değişen ve teorik olarak 0,25 olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir.

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}$$

2.11.10. Hooke Kanunu

Cisme gelen kuvvet sonucu olan şekil değişikliği kuvvet yok olunca eski haline geliyorsa buna elastik şekil değişimi denir. Şayet kuvvet ortadan kalktığında bir miktar şekil değişimi cisimde kalıyorsa buna elasto-plastik şekil değiştirme denir. Plastik şekil değiştirmede ise şekil değiştirme kalıcıdır. Elastik cisimler için belirli yük sınırları dâhilinde gerilme-şekil değiştirme ilişkisini kabul eden kanun Hooke kanunu olarak adlandırılmaktadır (Çilingir 2005).

2.11.11. Elastiklik Modülü (Young's Modulus)

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

$$\varepsilon = \sigma / E$$

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

2.11.12. Lineer elastik cisim

Gerilme ve uzamanın doğru orantılı olmasıdır. Bu varsayım, ancak belli bir gerilme sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar.

2.11.13. İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir (Scacchi 2000).

2.11.14. Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Scacchi 2000).

2.12. Gerilme Analiz Yöntemleri

- Fotoelastik gerilme analiz yöntemi,
- Strain gauge gerilme analiz yöntemi
- Kırılma vernik tekniği ile gerilme analiz yöntemi
- Lazer ışıklı gerilme analiz yöntemi
- Radyoteleometri ile gerilme analiz yöntemi
- Termografik gerilme analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi

2.12.1. Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi

Bu yöntem yükleme yapılan bir elemanda oluşan gerilmelerin tespitinde kullanılır. Bu yöntemin ilk çalışması 1912 yılında Mesnager tarafından yapılmıştır. Düzlem modellerde kolay olduğu için başarılı sonuçlar vermiştir. "Stress freezing" denilen gerilme dondurulması yönteminin bulunmasıyla üç boyutlu gerilme problemleri de çözülebilmektedir. Sıcaklığı duruma göre değişim gösteren bir malzemede gerilmelere bağlı bir renklenme olduğu farkedilmiştir. Fotoelastik malzemeden model oluşturulur ve istenilen şekilde fırında yüklenir. Daha sonra istenilen eksen boyunda gerilme dondurulması uygulanmış fotoelastik malzeme kesilir. Kesilerek çıkartılan yüzey polariskopta polarize ışık altında izlenerek gerilme dağılımı belirlenir.

Bu yöntemde strain gauge yönteminin aksine tek noktanın analizi değil istenen ekseninde kesilmiş tüm modelin durumu belirlenir (Gülay 2010).

2.12.2. Strain Gauge Gerilme Analiz Yöntemi

Bir cisme kuvvet uygulanınca bir biçim değişikliği oluşur. Oluşan biçim değişikliğini strain gauge denilen cihazlarla ölçmek mümkündür. Strain gauge elemanları kuvvet, ağırlık, moment (tork), basınç gibi büyüklüklerin ölçümünde yaygın olarak kullanılmaktadır. Basit bir gerilme/uzama oranı kavramı Young modülünün belirtilmesi için kullanılır. Bu amaçla üniform bir çubuk boyuna gerdirilir. Young modülü çubuk kesitinin birim alanına düşen kuvvetin, çubuk boyunda meydana gelen uzama oranına bölünmesiyle tanımlanır (Gülay 2010).

Strain gaugeler (gerinim ölçer) mekanik hareketi, elektriksel işarete çevirirler. Strain gaugelerin kuvvet altındaki deformasyonu mekanik, optik, akustik, pnömatik ve elektriksel olarak ölçülebilir. Bu grupların içerisinde pratikte en çok kullanılan grup elektriksel gruptur. Elektriksel strain gaugelerde kullanma prensiplerine göre kendi içlerinde indüktif, kapasitif ve rezistif strain gaugeler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar. Yüksek sıcaklıklarda ve hassasiyetin önemli olduğu yerlerde kapasitif tip strain gaugeler kullanılır. Ancak yapısının karmaşık olması nedeniyle rezistif tiplere göre daha az kullanım alanına sahiptirler. Bunların dışında nokta civarında değişik doğrultularda birim uzamaları ölçebilmek için aynı türden birden çok strain gauge kullanılarak meydana getirilen rozet strain gaugeler kullanılmaktadır.

Tüm bu çeşitler içinde rezistif tip elektriksel strain gauge cihazları hassasiyet, doğrusallık ve düşük maliyet gibi avantajları dolayısıyla en ideal sistemdir (Gülay 2010).

2.12.3. Kırılğan Vernik Tekniği İle Gerilme Analiz Yöntemi

Analiz yapılacak cismin üzerine vernik kaplanıp bu verniğin kırılmasının incelenmesiyle kuvvet dağılımının değerlendirildiği yöntemdir. Analiz yapılacak model üzerine homojen bir şekilde vernik püskürtülür. Vernik ile kaplanan model fırınlanır ve modele istenilen yönde ve güçte kuvvet uygulanır. Gerilme direnci belli olan verniğin, üzerini kapladığı yapılarda, bu direncin üzerine çıkan gerilmeler meydana gelmesi sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu temeline dayanmaktadır. Model üzerinde bulunan vernik tabakasındaki çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri gösterir. Serbest sonlanan protez vakalarında meydana gelen gerilme dağılımlarının tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda bu yöntemden yararlanılmıştır. Hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılabilir olamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilme dağılımlarının incelenememesi bu yöntemin dezavantajını oluşturmaktadır (Göre 2010-Gülay 2010).

2.12.4. Lazer Işınlı Gerilme Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemde interferometri denilen alet kullanılır. Model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülür ve ışın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde ortaya çıkan holografik görüntüde oluşan saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir. Bu yöntemde deformasyon miktarı da ışın saçakları şekline dönüştürülerek ölçülür. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, model üzerinde tahribat yapmadığından ve gerçek boyutlarda inceleme imkanı sağladığından yüzey deformasyonlarının kaydedilmesi çok daha hassas olabilmektedir. Özellikle ortodonti çalışmalarında kuvvet yaratan malzemelerin değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmış ve başarılı bulunmuştur. Yöntemde hareketli protezlerdeki gerilme dağılımları incelenebilir. Fakat sabit restorasyonlar ve canlı dokularda meydana gelen gerilme dağılımlarının belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca ağız ortamında oluşan termal etkilerin yapılarda oluşturduğu etkinin incelenmesi mümkün değildir (Göre 2010-Gülay 2010).

2.12.5. Radyoteleometri İle Gerilme Analiz Yöntemi

Bu yöntemde bir donanım yazılım kompleksi ile elde edilen veriler değerlendirilir. Herhangi bir materyalle bağlantı kurulmadan transfer yapılır. Kuvvet uygulandığında, modele sabitlenmiş olan gerilim ölçerdeki direnç farklılıkları voltaj düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyometrelerin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu bulguların iletiminde bir kablo kullanılmaz. Hareketli protezlerde fonksiyon sırasında oluşan gerilme dağılımları bu yöntemle incelenebilir. Bu yöntemin dezavantajı ise termal ve mekanik yorulmanın etkilerinin görülememesi ve canlı dokulardaki gerilmenin izlenememesidir (Güngör 2005-Gülay 2010).

2.12.6. Termografik Gerilme Analiz Yöntemi

Bir dental materyal üzerine sürekli kuvvet uygulanınca ısısal farklılıklar görülmeye başlar. Ağız içinde fonksiyon sırasında oluşan devamlı yükleme sonucunda da materyal üzerinde asal gerilmeler oluşacaktır. Özellikle implant malzemelerin üzerindeki statik yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır. Canlı dokular bu teknikte de incelenemez. Ayrıca inley overlay vb. farklı uygulamaların ağızda yarattığı gerilmeler de görülemez (Güngör 2005-Gülay 2010).

2.12.7. Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi

Sayısal yöntemler içinde değeri gittikçe artan, mühendisler tarafından sıkça kullanılan ve her gün daha da kullanımı yaygınlaşan sayısal bir çözüm şekli sonlu elemanlar yöntemi (FEA)dır. Bu yöntemin tercih edilmesinin sebebi, farklı kuvvetler altında kalan geometrisi ve malzeme özellikleri sofistike olan sistemlerin birçok sorununun geleneksel yöntemlerle çözümünün çok zor veya imkansız olmasıdır. Bunun gibi durumlarda sayısal yöntemler kullanılarak yaklaşık çözümlere ulaşılabilir. Kullanılan bu yöntemlerin en önemlilerinden biri sonlu elemanlar yöntemidir (Gülay 2010).

FEA metodu genel anlamda bütün bir problemin, daha küçük alt problemlere bölünerek her bir alt grubun kendi içinde çözümünün sağlanması ve sonuç olarak bütünün çözümlendiği matematiksel analizdir (Geng 2001). Analiz edilecek sistem sonlu sayıda üyelere ayrılarak, üyeler için denklemler elde edilir. Bu denklemler çözülür ve sonuçlar birleştirilerek sistemin genel çözümüne ulaşılır. Sonlu elemanlar yönteminin temeli araştırmaların diferansiyel denklemlerin sonuçlanması için çeşitli tahminler yaptıkları 1940'lara dayanmaktadır. Argyris tarafından 1954'te ve Turner

tarafından 1956'da sonlu elemanlar yönteminin ilk mühendislik uygulamaları yapılmıştır. 1960 yılında Clough tarafından ilk kez sonlu elemanlar terimi kullanılmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi bu yıllardan itibaren birçok yaklaşım ve yöntemlerin kullanılmaya başlanması ve bilgisayar teknolojisinin de gelişmesi ile birlikte giderek yaygınlaşmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi daha önceleri yalnızca yapısal statik analizlerde kullanılabilirken geliştirilen bazı tekniklerle birlikte akışkanlar mekaniği ve ısı transferi problemlerinde de kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde uzay çalışmaları, robot teknolojisi ve nükleer endüstri gibi ileri mühendislik çalışmaları başta olmak üzere çeşitli alanlarda vazgeçilmez bir analiz yöntemi olarak kullanılmaktadır (Arat 2010). Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sonlu elemanlar yönteminin gelişmesinde ve yaygınlaşmasında etkisi oldukça büyüktür. Havacılık ve uzay çalışmalarında otuz yıldan beri daha doğru analizlere ulaşma gerekliliği ve gelişen bilgisayar teknolojisi, sonlu eleman yönteminin giderek daha da yaygınlaşmasını sağlamıştır. Günümüzdeki ucuzlamış bilgisayar maliyetlerindeki düşüş ve kapasitelerindeki artış sonlu eleman yöntemini mühendislik uygulamaları için hem ekonomik hem de daha verimli bir hal almıştır. Bu metot sayesinde prototiplerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını ve test edilmesini mümkün kılmaktadır. Böylece üretim veya kullanımdan önce en mutabık tasarım yapılabilmekte ve optimum boyutlardaki en ekonomik üretim imkanı sağlanabilmektedir (Watson 1997).

Sonlu elemanlar yöntemi analizi yapılacak olan model, belirli noktalarda birbirlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşan bir yapı gibi algılanabilir. Bu birleşme noktalarına düğüm noktası, her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamı ise ağ veya kafes yapısıdır. Modelin yapısına, geometrisine, büyüklüğüne ve analizin tipiyle uyumlu olarak üyelerin biçim ve boyutlarını analizi yapan mühendis tarafından belirlenir. Bu uygulama sonuçların gerçekliğiyle uyuşması açısından önemlidir ve deneyim gerektirir. Mühendislerin elemanları kullanılabilir sonuçlar verecek kadar küçük veya hesap işlemlerini mümkün olduğunca azaltacak kadar büyük seçmesi hassas bir denge gerektirir. Yüklerde, şekilde ve kullanılan malzemenin niteliğinde ani değişikliklerin meydana geldiği devamsızlık bölgelerinde sonuçların duyarlılığı için ağ yapısı kısmi olarak inceltmelidir. Buna benzer olarak, kaynaklı ya da cıvatalı birleştirmeler gibi bağlantı noktaları da fiziksel devamsızlık bölgelerdir ve daha küçük elemanlar kullanılmalıdır.

Sonlu elemanlar çözümünde yapının üyelere ayrılması bakımından etkili olan bir diğer özellik, kullanılan üyelerin en/boy oranıdır. Bu en/boy oranı bire yaklaştıkça, çözüm kalitesi artar. Bu durum, genellikle ince ve uzun üyelere sakınılması gerektiğini vurgular. Hatta üyelerin ana şekillerinden uzaklaşmaları da çözüm duyarlılığını etkiler. Örneğin üyelerin ana şeklinin kare olmasına karşılık dikdörtgen, paralel kenar ve yamuk gibi dörtgen üyeler şeklinde de farklılık gösterebilir. Bu nedenle kare şekilli üyeler daha duyarlı çözüm sağlar. Çok büyük yapıların üyelere ayrılmasında, duyarlı bir çözüm için gerekli üye sayısı çok fazla olabilir. Bu gibi durumlarda, yapı önce çözümü mümkün olabilen kaba bir bölmeyle tabii tutulur ve analiz yapılarak sonuca ulaşılır. Ardından istenilen bölgeler izole edilerek ayrı olarak ele alınır ve daha ince ağlarla bölme işlemi yapılır. İkinci analizde, birinci analizin verileri bilgi olarak kullanılır. Gerilme dağılımının fazla olduğu bölgelerde bu şekilde duyarlı bir inceleme mümkündür.

2.12.7.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Üstünlükleri

1-Sonlu elemanlar yöntemi birden fazla ürünü kısa zamanda bilgisayar ortamında modelleme, test etme ve optimal boyutlarda en ucuza üretilmesini sağlar. Üretilecek parça veya makinelerin prototipinde yapılan ve özellikle laboratuvar çalışmalarında oldukça pahalıya mal olan birçok deney, doğrudan bilgisayar ekranından görülebilmekte ve bu sayede istenen değişiklikler için tekrar tekrar model elde etme gereksinimi ortadan kalkmaktadır. Bu sayede zaman ve para açısından yüksek verimlilik sağlanmaktadır.

2-Yapay uzuvlar, protezler veya göz lensleri gibi prototip testinin imkansız olduğu veya istenmediği biyomedikal uygulamalarda sonlu elemanlar yöntemi ile analiz yapmak zorunlu olmaktadır.

3-Geleneksel yöntemlerle hesaplamaların yapılamadığı birden fazla parçalı ve komplike geometri sistemlere ait sorunlar sonlu elemanlar yöntemi ile kolaylıkla çözümlenebilir. Örneğin 10 000'den fazla serbestlik derecesine sahip yapıların analizi mümkündür.

4-Geometrisi ve malzemesi doğrusal veya doğrusal olmayan sistemlere sonlu elemanlar yöntemi uygulanabilir.

5-Sonlu elemanlar yöntemi çeşitli materyallerin birleşiminden meydana gelen yapıların analizinde kullanılabilirdiğinden dolayı kompozit malzemelere başarı ile uygulanabilmektedir.

6-Zamanla, sıcaklıkla ve noktadan noktaya değişen malzeme özellikleri hesaplamalarda dikkate alınabilir. Zamana bağlı olarak değişen yük ve geometriye sahip sistemlere ait problemler kolaylıkla çözülebilir.

7-Sonlu elemanlar yönteminde önemli değişikliklerin beklendiği bölgelerde küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın farklı bölgeleri daha büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir. Simetrik modellerde simetri koşullarından yararlanılarak, yapılan işlemlerde zamandan önemli ölçüde tasarruf sağlanabilir.

8-Sonlu elemanlar yönteminin avantajlarından biri çeşitli problemlerin çözümünde izlenecek yöntemlerin büyük bir kısmının aynı olmasıdır. Bu gerçekten hareketle birçok mühendislik problemlerinin çözümüne imkan sağlayan genel ve özel amaçlı çok farklı bilgisayar programları geliştirilmiştir.

2.12.7.2. İmplant Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanımı

1976 yılında ilk kez Weinstein ve arkadaşları tarafından implant diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi uygulanmıştır.

İmplantlar ve çene kemiği oldukça komplike yapılardır. İmplantlara etki eden kuvvetlerin ilişkileri ve bu yüklerin çevre kemiğe iletilmesiyle dokuların bu yüklere verdiği cevaplarını anlamak gerekmektedir. Geleneksel modelleme yöntemleri kullanılarak yeterli ve doğru üç boyutlu sonlu eleman modeli oluşturmak oldukça zordur. Bu sebeple ilk çalışmalarda genel olarak iki boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmaktaydı. Bu modellemelerde çoğunlukla kortikal ve trabeküler kemik ayrı tanımlanamamasından dolayı hesaplanan sonuçlar gerçekten fazlasıyla uzak oluyordu. İki ya da üç boyutlu analize karar verme aşamasında software programı ve sonuçlarından elde edilmesi istenilen kesinlik etkili olmaktadır (Watson 1997). Üç boyutlu sonlu elemanlar analizleri destek kemikteki dirençleri iki boyutlu sonlu elemanlar analizlerinden daha gerçekçi olarak göstermektedir. Sonlu elemanlar analizinde sonuçların kesinliğini etkileyen faktörler:

- Sınır koşulları
- Materyal özellikleri
- Kemik ve implantın ayrıntılı geometrisi
- Kemik ve implant ara yüzeyi

Geometri

Yapıların geometrisinin modellenmesi sonlu elemanlar analizinin ilk aşamasıdır. Yapılan bazı iki boyutlu sonlu elemanlar çalışmalarında kemik ve implantların geometrisi basite indirgenerek dikdörtgen formunda modellenmiştir (Van Oosterwyck 1998). Bazı üç boyutlu çalışmalarda modellenen ise alt çene geometrik kesiti dikdörtgen olan ark şeklindedir (Sertgöz 1997). Digital görüntüleme tekniklerinde yaşanan gelişmeler sayesinde anatomik modeller gerçeğe çok daha yakın elde edilebilir (Geng 2001). Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntü verilerinin özel bilgisayar programları ile doğrudan meshli modeller haline getirilmesi mümkün hale gelmiştir. Ölçülmüş kemik densitesi gibi maddelerin sahip olduğu birçok özellikler matematiksel hesaplamalara dahil edilebilmektedir. Böylece kemik-implant sisteminin geometrisini gerçeğe yakın olarak modellemek mümkün olmaktadır. Her bir hasta için ayrı ayrı sonlu elemanlar modeli oluşturulması ileri dijital teknikler sayesinde mümkün kılınabilir.

Materyal Özellikleri

Materyal özelliklerini gerilme ve birim uzamaları önemli ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, ortotropik, anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik materyalde tüm yönlerde özellikler aynıdır bu sebeple iki tane birbirinden bağımsız materyal sabiti bulunmaktadır. Anizotropik materyal ise farklı yönlerde çeşitli özelliklere sahiptir ve bu özelliğin derecesine bağlı olarak birçok materyal sabiti bulunabilmektedir. Birçok çalışmada materyalin homojen ve lineer olduğu varsayımından yola çıkılır ve Young modülü ile poisson oranı dikkate alınır. Trabeküler yapıyı belirleme imkanı bulunmaması sebebiyle yapılan ilk sonlu eleman çalışmalarında, trabeküler kemik ağı yok sayılmıştır. Bu sebeple kortikal kemik kabuğunun içinde solid yapılı bir trabeküler kemik bulunduğu varsayılmıştır (Farah 1989).

Sınır Koşulları

Çoğu sonlu elemanlar çalışması sıklıkla çene kemiğinde implantın çevrelediği küçük bir alanı kapsamıştır (Canay 1996, Hobkirk 1991, Pierrisnard 2002). Fakat sonlu elemanlar modellerinin hazırlanması esnasında çene kemiğinin tamamına etkiyen kuvvetler olduğu bilinmektedir. İmplantın etki eden kuvvetlerin gerçeğe yakın hesaplanabilmesi için tüm çene kemiğinin yapısı ele alınmalıdır. İmplantın etki eden kuvvetleri çenenin horizontal eksenindeki hareketleri kadar lateral eksenindeki

hareketleri de etkilemektedir (Ishigaki 2003). Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının bazen gerçek olmayan sonuçlar elde edilmesinin sebeplerinden bazıları da yaş ve sağlık faktörleri olarak çene kemiğinin çeşitlilik gösterebilmesi ve bu durumun hesaba katılmamasıdır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının sınırlarını zorlayan bir başka konu kortikal ve trabeküler kemiklerin ayırt edilmesi ve bunların hesaplamalara dahil edilmesidir. Gelişmiş bilgisayarlı tomografi görüntüleri ve ileri bilgisayar programları ile bu görüntülerin işlenmesi tekniğinin kullanılması çok daha gerçeğe yakın üç boyutlu geometrik çene kemiği ve çevre doku modellemeleri yapılabilmesine olanak vermektedir (Van Staden 2006).

Kemik ve İmplant Ara Yüzeyi

Periodontal ligamentler doğal dişler ile çevre dokular arasındaki bağlantıyı sağlar. Isırma kuvvetiyle ortaya çıkan kuvvetler doğal dişte dişin uzun aksı boyunca yayılarak periodontal ligamente iletilir. Staden ve ark periodontal ligamandaki kuvvet dağılımında dişin rolünü üç boyutlu FEA ile araştırdıkları çalışmalarında mandibular birinci molar dişi analiz için modellenmişlerdir. Sensörler kullanılarak ısırma kuvveti ölçülmüş ve ölçülen değerler modelin oklüzal yüzeyi üzerine uygulanmıştır. Alveolar duvardaki periodontal dokuların periferi ve kök yüzeyi arasında bulunan örnekleme noktalarının gerilme değerleri karşılaştırıldığında kök yüzeyindeki gerilme değerleri periodontal ligamanın bütün gerilme değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Elde edilen bu sonuçlara göre dentin-pulpa kompleksi gerilmeleri azaltma sırasında birlikte çalışmaktadır ve mine, dentin, pulpa dizisi kuvvet dağılımı modelini etkilemektedir. Diş yapısındaki farklı materyal özellikleri, kuvvet dağılımı modelinde özellikle kökte gerilmelerin azaltmasında oldukça önemli rol oynamaktadır (Van Staden 2006).

İmplant ve implantı çevreleyen kemik arasında ise peridontal dokuların modellenmesi çok mümkün değildir. Önceki araştırmalar peridontal ligamanın implant çevresinde oluşan bağ dokusu ile sağlanabileceğini savunmuşlardır. İmplant üzerine yük uygulanmasıyla abutment sıkışacaktır. Doğal dişlerde olan tampon etkisi gibi bu işlemin implantlara çiğneme işlemi sırasında gelen yüklerin etkisini azaltıp implantların erken dönem kayıplarını engelleyeceği düşünülmüştür. Fakat birçok kez implant yüklendikten sonra hem implantlarda kayıp hem de abutment vidasında gevşeme görülmüştür. Bu nedenle implant çevresinde bağ dokusu oluşumu başarısızlık olarak değerlendirilmiştir (Van Staden 2006).

Stanford ve Schneider (2004) ise titanyum implant yüzeyine kemiğin çok yakın olması sebebiyle kuvvet altında kalan arayüzün bağıl hareketi olmayan bir birimi gibi davrandığını ve bu nedenle arayüzündeki her parçasının implanttan kemiğe gerilmenin iletilmesi için bunun önemli olduğunu belirtmişlerdir. Yükleme sonucunda implantın çevresindeki kemiğin reaksiyon gösterdiğini kabul etmişlerdir. Kemik ara yüzü yapı özellikleri sebebiyle yüklemeye yarı esnek bir cevap vermesinin yanı sıra implant üzerinde bulunan titanyum oksit katmanı da makroskopik ve mikroskobik yapısıyla sayesinde arayüzde kayma kuvvetlerinin kontrol altına alınmasını sağlar.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Necmettin Erbakan Üniversitesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; 3 farklı kemik tipine sahip mandibula üzerinde 3 farklı bölgeye yerleştirilen ikişer implant ile oluşturulan modeller üzerine yapılan hareketli protez üzerinde oluşan yüklerin oluşturduğu stresler incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Harddisk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlandı.

Analiz için dokuz ayrı model kullanılmıştır. Bunlar;

Model 1: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D1 kemik tipinde alt çene modeli

Model 2: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D1 kemik tipinde alt çene modeli

Model 3: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D1 kemik tipinde alt çene modeli

Model 4: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D2 kemik tipinde alt çene modeli

Model 5: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D2 kemik tipinde alt çene modeli

Model 6: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D2 kemik tipinde alt çene modeli

Model 7: İmplantların lateral (iki numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D3 kemik tipinde alt çene modeli

Model 8: İmplantların kanin (üç numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D3 kemik tipinde alt çene modeli

Model 9: İmplantların 1. premolar (dört numaralı) dişler bölgelerine yerleştirildiği D3 kemik tipinde alt çene modeli

Her modelde iki farklı yükleme durumu için analiz yapılmıştır. Sonuçta dokuz modelde iki farklı bölgenin yüklenmesi için on sekiz analiz yapılmıştır.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

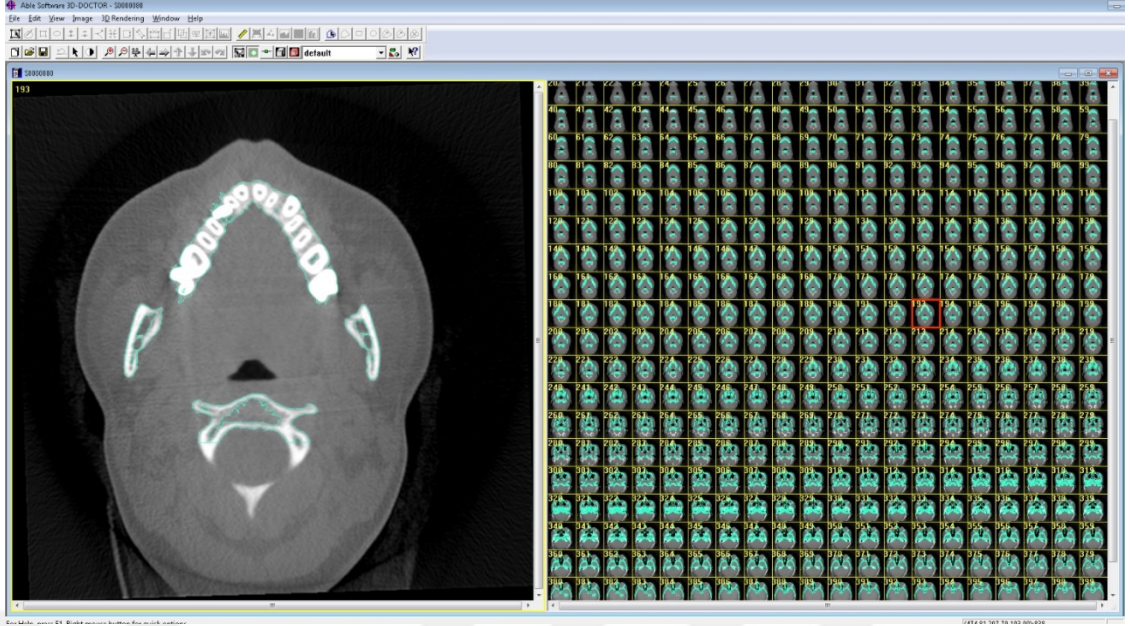
Çalışmamızda üç boyutlu alt çene modelinin elde edilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması yöntemi kullanılmıştır.

3.1.1. Alt Çene kemiği ve Yumuşak Dokunun Modellenmesi

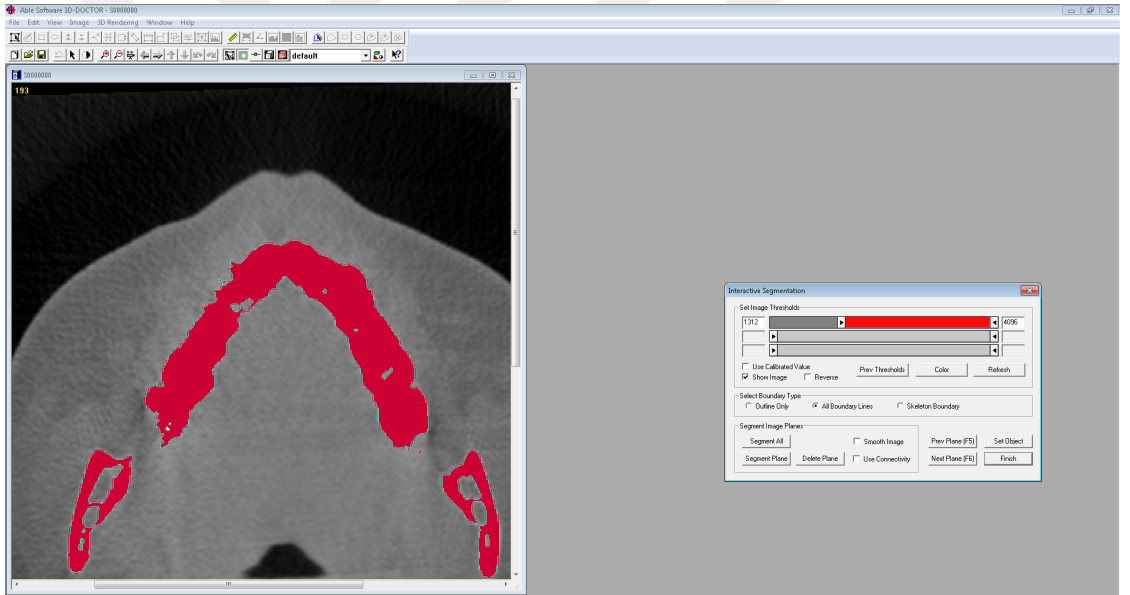
Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı (Şekil 3-1). Alt çene kemiği kemik dikey boyutu 15 mm, bukko-lingual yöndeki genişliği 6 mm'den fazla olan A divizyonu tipinde olacak şekilde seçildi.

Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alındı (Şekil 3-2).

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



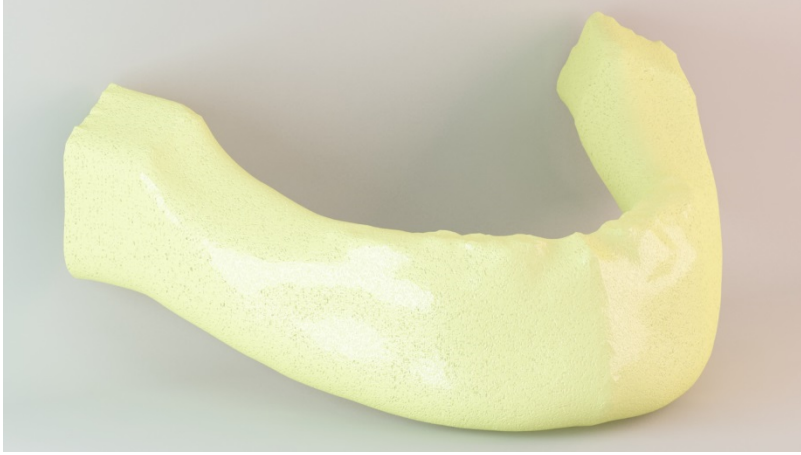
Şekil 3.1. Bilgisayarlı tomografi taraması sonucu elde edilen görüntü.



Şekil 3.2. Çene modelinin analiz yapılacak bilgisayara tanıtılması.

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3-3). 3 boyutlu

model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edildi. Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirildi.



Şekil 3.3. Üç boyutlu katı alt çene modeli.

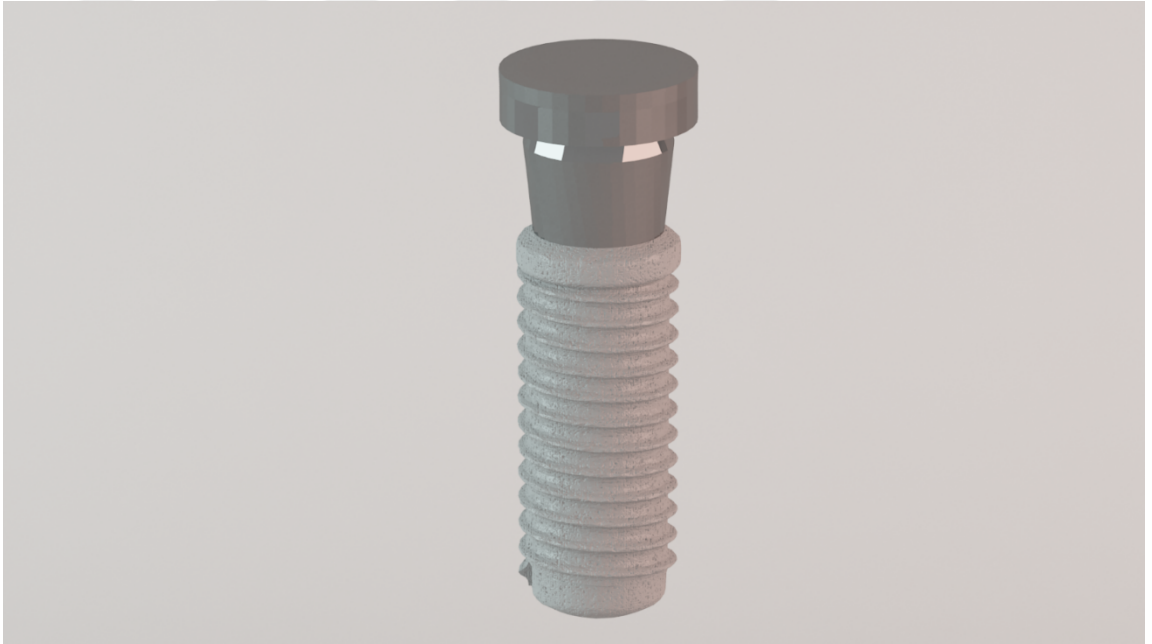
Yüzey verisine ofset işlemi (kortikal kemiğin kalınlığı toplam alveol kemiği alanından çıkarılarak kemikte içeriye doğru düzlem oluşturulması) uygulanarak trabeküler kemiğin modellenmesi sağlanmıştır. Trabeküler kemiğin dış yüzeyi, kortikal kemiğin iç yüzeyine birleştirilerek modele eklendi. Yumuşak dokunun modelini oluşturabilmek için de veriden dışarıya doğru ofset (yumuşak doku kalınlığı kadar kortikal kemik yüzeyinden dışarıya doğru çıkararak düzlem oluşturulması) oluşturuldu. Kortikal kemiğin dış yüzeyi, yumuşak dokunun iç yüzeyi olarak modele eklendi. Bu sayede kortikal ve trabeküler kemik ile yumuşak doku modellenmiş oldu. D1 kemik için sadece kortikal kemik, D2 kemik için 2mm kortikal kemik ile çevrili trabeküler kemik, D3 kemik için ise 1mm kortikal kemik ile çevrili trabeküler kemik modellendi.

3.1.2. İmplantlar ve Tutucu Parçaların Modellenmesi

Çalışmada mandibulaya yerleştirilecek implantların boyutlarının belirlenebilmesi için, implantların yerleştirileceği bölgede kemiğin mevcut kalınlığının ve yüksekliğinin bilinmesi gerekir. Kullanılacak implantların alt çene kemiği üzerinde, 1. küçük azı, kanin ve 2. kesici dişlerinin olduğu bölgelere gelecek şekilde yerleştirilmesi planlandığından öncelikle, alt çene modeli üzerinde bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir. Anatomik oluşumların rehber alındığı alt çenede mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentalenin lokalizasyonuna göre implantlar yerleştirilmiştir. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için foramen mentale'nin lokalizasyonu tomografik görüntüler

sayesinde saptanmıştır. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentale'nin konumu bilgisayar ortamında işaretlenmiştir. İşaretlenen bölgenin koordinatları üç boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktarılarak foramen mentalenin konumu üç boyutlu olarak belirlendi.

İmplant lokalizasyonları belirlendikten sonra, eldeki kemiğe göre implant boyutları 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda ITI Standart Plus olarak belirlenmiştir. İmplantlara uygun locator tutucular da implant üreticisinin vermiş olduğu ölçüler doğrultusunda seçilmiştir. İmplantlar ve locator tutucular Nextengine lazer tarayıcısı ile (Nextengine Inc, USA) makro çözünürlükte taranmıştır. Dental implantlar yivli olarak silindirik yapıda modellenmiştir (Şekil 3-4). İmplantlar ve locator tutucular orijinal boyutlarına uygun olarak 3d olarak çizildikten sonra modelleme için Rhinoceros yazılımından yararlanılmıştır.



Şekil 3.4. Tarama sonucu elde edilen implant görüntüsü.

3.2. Modelin Sonlu Elemanlar Programına Aktarılması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin

mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Analizlerin gerçekleştirilebilmesi için sırasıyla;

- Her modelde yapıyı oluşturan hacimlere isim verilmesi,
- Her hacim için malzeme özelliklerinin girilmesi,
- Hacimler arasında kontak noktalarının belirlenmesi,
- Modelin elemanlara ayrılarak ağ yığınının oluşturulması,

Sınır koşullarının belirlenmesi ve yüklemelerin yapılması işlemleri gerçekleştirildikten sonra her yükleme durumu için 1. Asal gerilme (maksimum asal gerilme), 3. Asal gerilme (minimum asal gerilme) ve von mises (equivalent gerilme) gerilme değerleri elde edildi.



Şekil 3.5. Programda protezin görüntüsü

3.2.1. Malzeme Özelliklerinin Girilmesi

Hazırladığımız modelde gerçek bir tomografi görüntüsünden yola çıkılarak idealize edilmiş genel bir model oluşturulmuştur. Ayrıca dental implantlar ve üst yapıları modellenmiştir. Oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dental implant ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını bilgisayara tanıtmak gerekmektedir. Bu işlemler için ise deneyler sonucu elde edilmiş, materyallere ait

elastiklik modülü ve Poisson oranlarının programa aktarılması gerekmektedir. Modeldeki farklı malzemeler için kullanılan materyallerin özelliklerine uygun elastiklik modülü ve Poisson oranlarının verilmesi ile program, uygulanan yüklere karşı gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarını ve dağılımını gösterecektir.

Kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, dental implantlar, tutucu parçalar ve polimetilmetakrilat için Tablo 3-1 de gösterilen elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan setler ve setlerde kullanılan malzemelerin elastisite modülleri ve poisson oranları

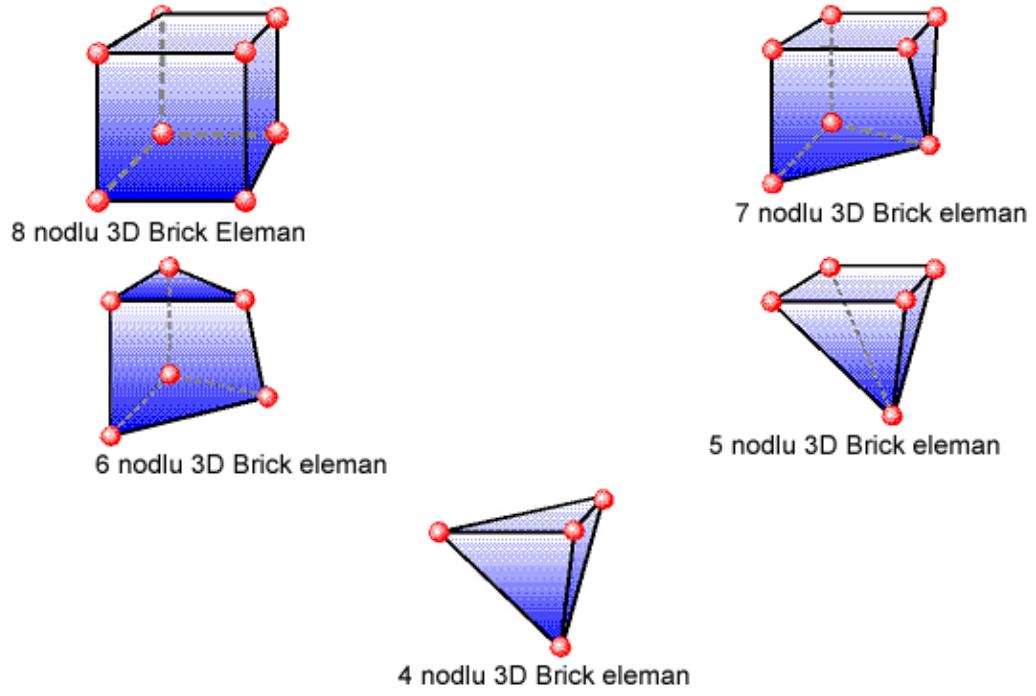
Material	Young modülü (GPa)	Poisson oranı
Titanyum abutment ve implant	110	0.35
Mukoza	0.003	0.45
Trabeküler kemik (D2 ve D3 kemik)	1.37	0.30
Kortikal kemik	13.7	0.30
Matriks	3	0.25
PMMA	3	0.35

3.2.2. Ağ Yaratılması

Sonlu elemanlar gerilme analizi için modelin ağ ile örülmesi (meshlenmesi) gerekmektedir. Bu meshleme elemanlar ile yapılmaktadır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3-6).

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin

aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.



Şekil 3.6. Analizde kullanılan elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın elverdiği ölçüde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir ve elemanlar tüm modele eşit olarak dağıtılmıştır. Çalışmamızda çene modelleri, dental implantlar ve üst yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullandığımız eleman sayıları 238 089 ile 304 515 arasında, düğüm sayıları 47 056 ile 58 794 arasında değişmektedir. Hazırlanan dokuz modeldeki eleman ve düğüm sayıları Tablo 3-2 de verilmiştir.

Tablo 3.2. Modellerin eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
D1 lateral (iki numaralı) dişler	238179	47056
D1 kanin (üç numaralı) dişler	238089	47522
D1 premolar (dört numaralı) dişler	239742	47667
D2 lateral (iki numaralı) dişler	301160	57885
D2 kanin (üç numaralı) dişler	302549	58647
D2 premolar (dört numaralı) dişler	304515	58794
D3 lateral (iki numaralı) dişler	292341	56645
D3 kanin (üç numaralı) dişler	253360	50983
D3 premolar (dört numaralı) dişler	254795	51102

3.2.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

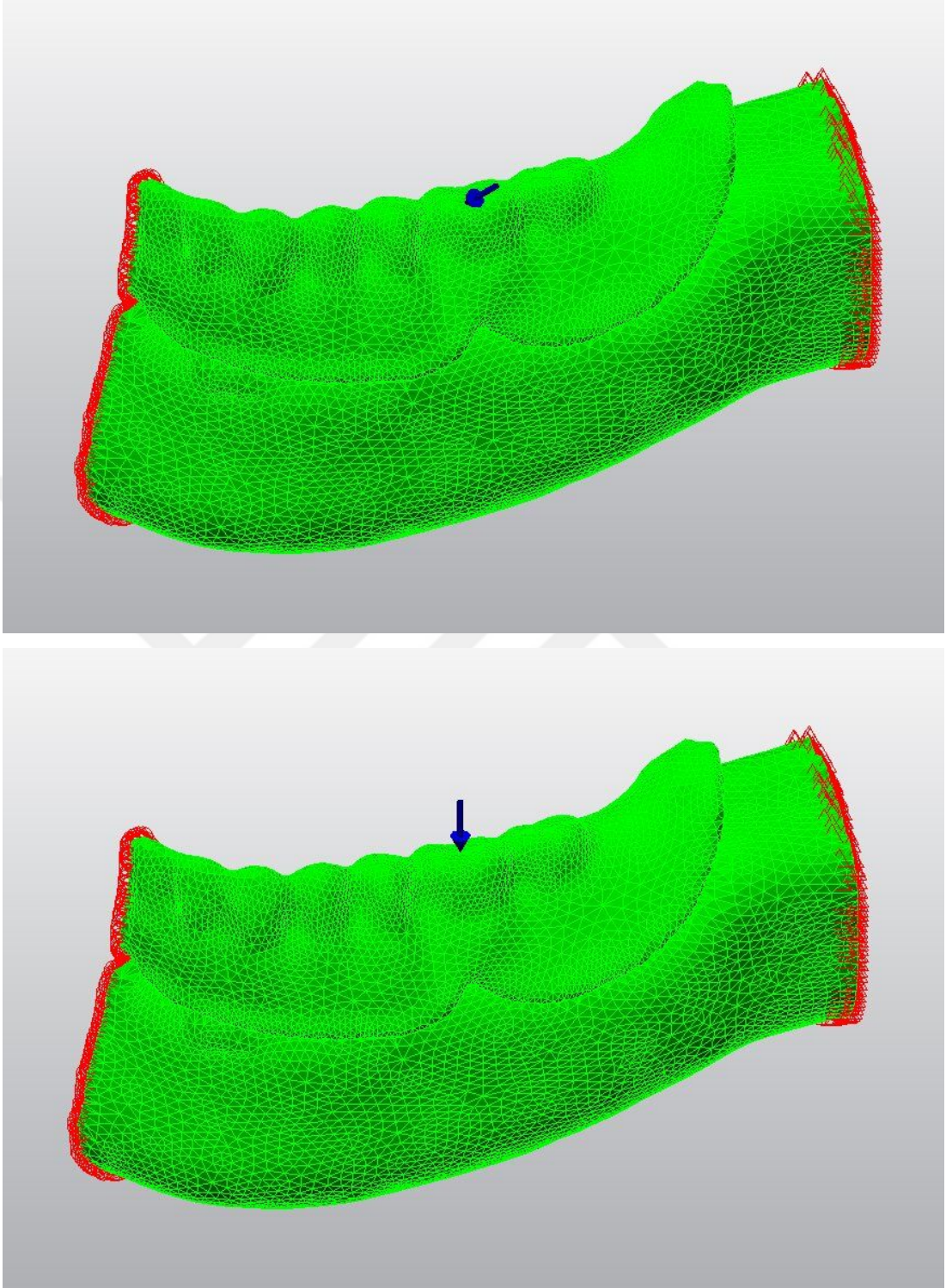
Modelin analizlerini yapabilmek için uygun noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Bu sayede problemin tanımlanan bölgenin sınırları içerisinde çözümlenmesi sağlanmaktadır.

Sınır koşulları belirlenirken sonuçların mümkün olduğunca gerçekçi olması için analiz yapılacak bölgelerdeki eleman sayısı fazla tutularak alt çene kemiği retromolar bölgeden kesilerek ve alt çenenin deformasyonunu engellemeyecek şekilde çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından sabitlenmiştir. Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri gerilme

analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmiştir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise destekler çevresinde oluşacak gerilmelerin etkilenmesi söz konusu olacaktır. Bu nedenle kemik implantlardan, gerilmelerden etkilenmeyecek uygun bir uzaklıktan kesilerek konumlandırılmıştır. Modeller 6 Degree of Freedomda sabit kabul edilip sıfır serbestlik derecesi verilmiştir. İmplantlar osseointegre kabul edildiğinden bu bölgedeki elemanların birlikte hareket ettikleri varsayılmıştır.

3.3. Yüklemelerin Gerçekleştirilmesi ve Verilerin Kayıt Edilmesi

Çalışmada kullanılacak olan kuvvet vertikal ve oblik 100 N olarak belirlenmiştir. Sisteme, gelen kuvvetler vertikal olarak alt birinci molar (altı numaralı) dişin oklüzal yüzeylerinden uygulanmıştır. Oblik olarak ise alt birinci molar (altı numaralı) dişin meziobukkal kaspından 45 derecelik açı ile uygulanmıştır (şekil 3-7).



Şekil 3.7. Kuvvetlerin uygulama yönleri ve yerleri.

Yapılan analizler sonucunda, kemik dokularındaki çekme ile basma gerilmelerine ve implantlarda oluşan Von Misses değerlerine bakılmıştır. Sonlu elemanlar gerilme analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan

matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün kayma gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal gerilmelere asal gerilme denir.

Asal gerilme maksimum asal gerilme, orta asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum asal gerilmeyi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek çekme gerilmesini simgeler.

σ_3 : Minimum asal gerilmeyi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek basma gerilmesini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme gerilmesini, eksi değerler ise basma gerilmesini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, gerilme elemanı o gerilme tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o gerilme tipidir.

Kırılgan materyaller için asal gerilme değeri önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme, en yüksek çekme dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda ve minimum asal gerilmenin mutlak değeri, en yüksek basma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Gerilme, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 asal gerilme değerinden hesaplanır (3-1);

$$\sigma_e = [1/2((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)]^{1/2} \quad (3-1)$$

σ_e : Von Mises Gerilme, σ_1 : Maksimum Asal Gerilme, σ_2 : Ara Asal Gerilme, σ_3 : Minimum Asal Gerilme

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan gerilmeler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Örneğin bir kuron modelinde kor, ara bağlantı materyali ve üst tabaka porseleninin arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Gerilme değeri germe dayanımını (yield strength/elastik limit) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Gerilme değerleri gerilme dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

D1, D2 ve D3 kemik tiplerindeki alt çene kemiklerinde lateral, kanin ve birinci premolar bölgelerine yerleştirilen iki implant üzeri locator tutucuların kemikte oluşturduğu stresleri incelendiği çalışmamızda her senaryo için ayrı bir sonlu eleman modeli hazırlanmıştır. Her modelde alt 1.molar dişlerin olduğu bölgeden oblik ve vertikal olarak 100N kuvvet uygulanmıştır.

Gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeye ait sonuçlar renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir.

3 boyutlu sonlu elemanlar analizi sonucunda implantlarda meydana gelen Von Misses Gerilmeleri, tüm implant-kemik ara yüzündeki kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen çekme gerilmesi, basma gerilmesi ve yer değiştirmeler incelenmiştir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak olan gerilme değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılabilir özellikteki dokuların gerilme değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Gerilme değerlerinden (Maksimum Asal Gerilme = Çekme gerilmesi, Minimum Asal Gerilme = Basma gerilmesi) yararlanılırken, titanyum, çelik gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Misses Gerilme değerlerinden faydalanılmıştır. Von Misses Gerilme değerleri kırılabilir materyallerde sadece gerilmelerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken, bu değerlerin ne tip bir gerilme oluşturduğu konusunda bir fikir vermemektedir. Von Misses Gerilme, bileşke bir gerilme değeri olarak kabul edilmektedir.

Çalışmamızda, farklı modeller arasında gerilme ve şekil değiştirme miktarlarını kıyaslamak için referans noktaları belirlenerek bu noktalardaki maksimum değerler karşılaştırılmıştır. Referans noktaları implantların boyun bölgeleri ve çevrelerindeki kemik, implantın yerleştirildiği bölgedeki mandibulanın vestibül ve lingual yüzeyleri üzerindedir. Modellerdeki maksimum değerlerin saptanabilmesi için çok sayıda kesit alınmıştır. Şekillerde, referans noktalarındaki maksimum değerlerin görülebileceği kesitler ve skalaları gösterilmiştir.

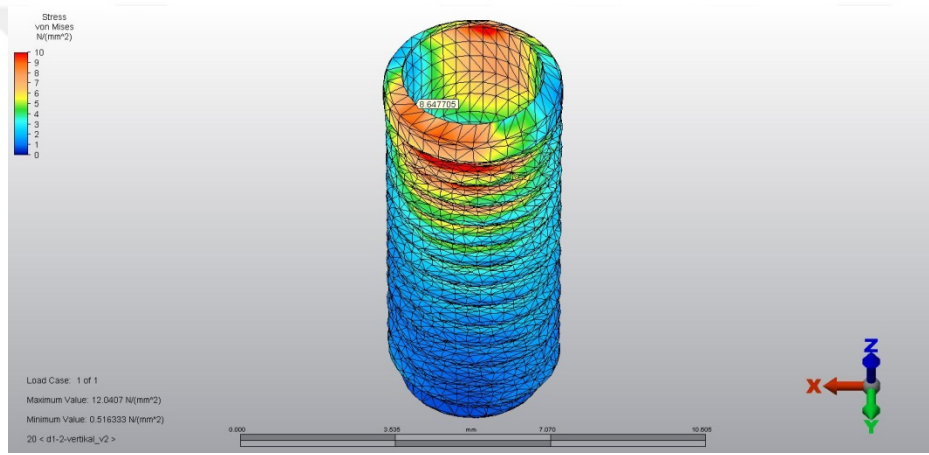
4.1. D1 kemiğe ait bulgular

4.1.1. D1 kemikte lateral (2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 1)

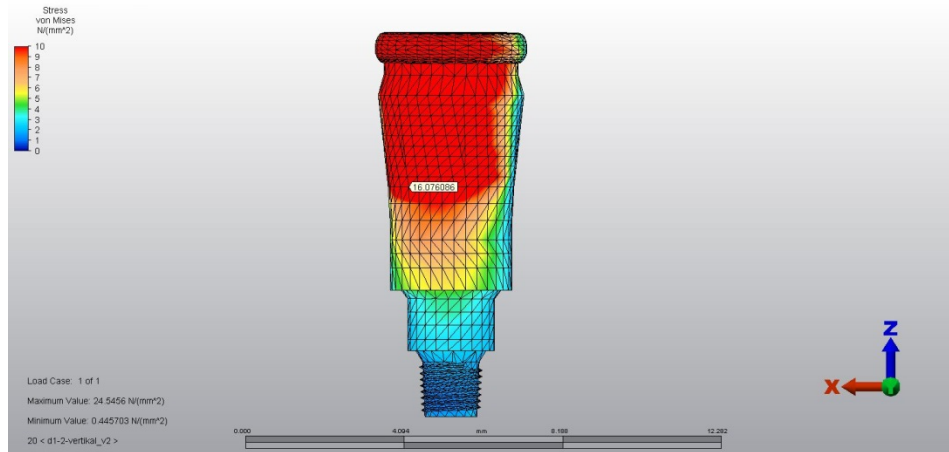
4.1.1.1. Model 1'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 8,64 MPa (Şekil 4-1), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 16,07 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-2).



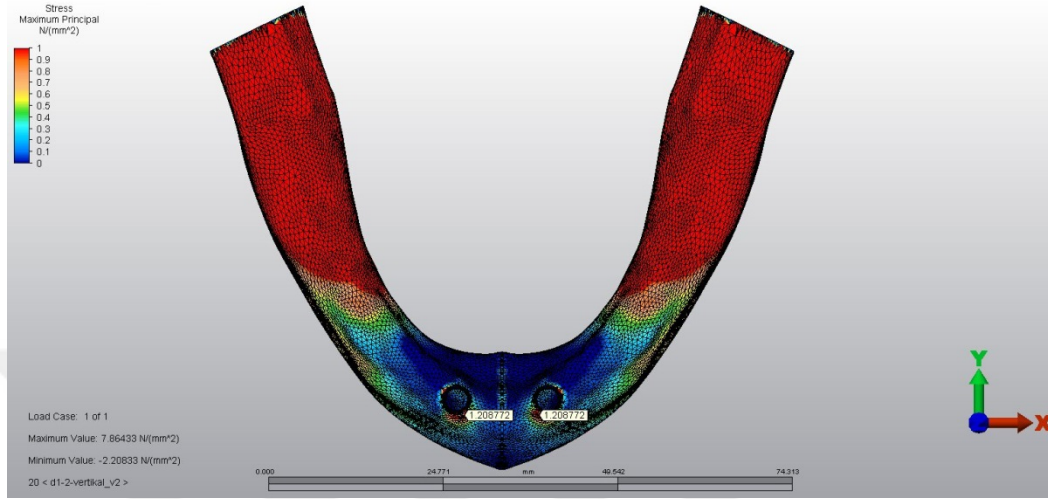
Şekil 4.1. Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.2. Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

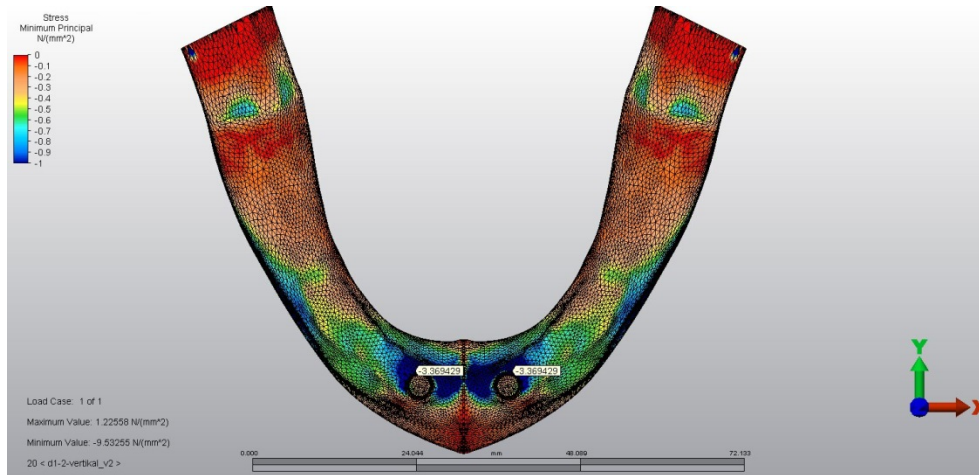
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,20 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 7,86 MPa olmuştur (Şekil 4-3).



Şekil 4.3. Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -3,36 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -9,53 MPa olmuştur (Şekil 4-4).

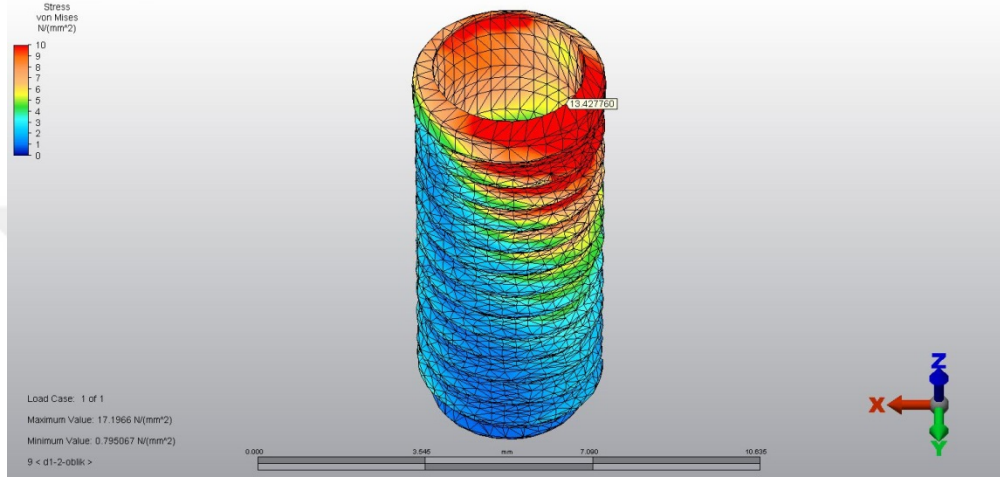


Şekil 4.4. Model 1 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

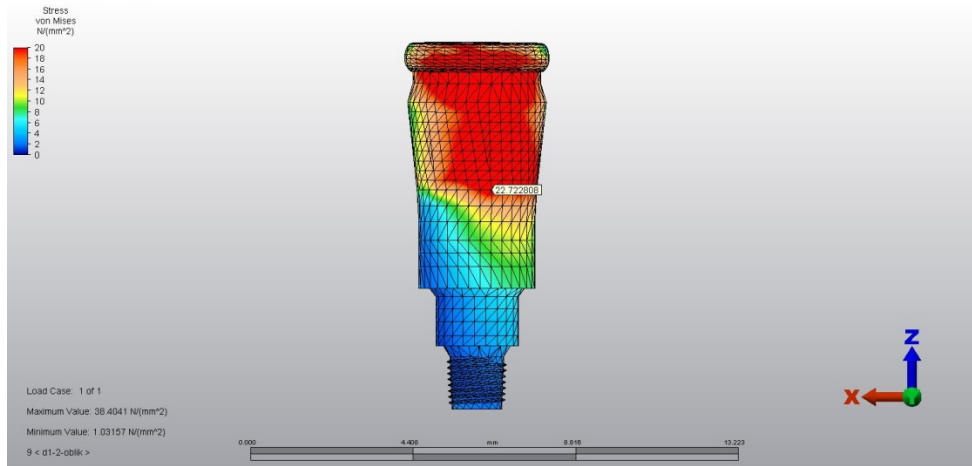
4.1.1.2. Model 1'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 13,42 MPa (Şekil 4-5), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 22,72 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-6).



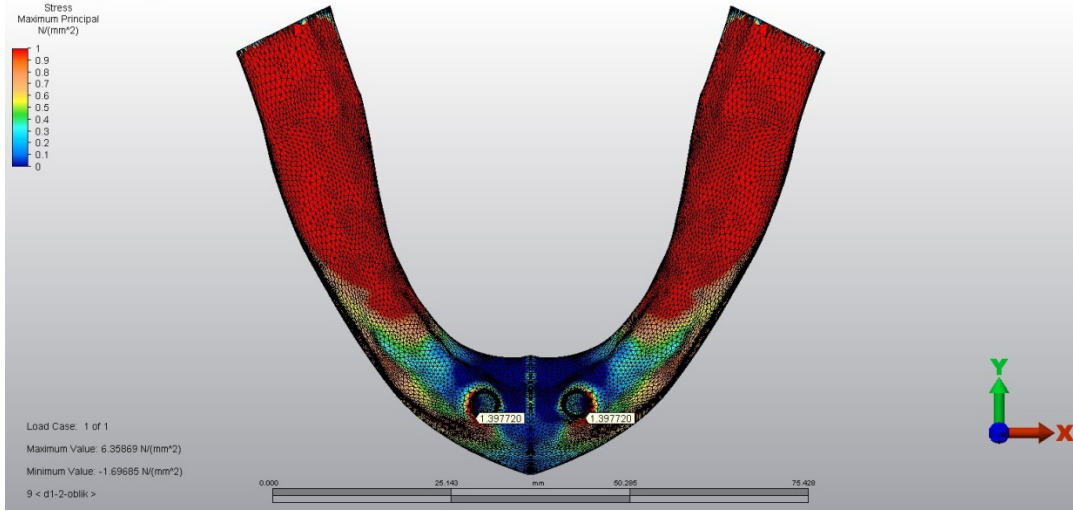
Şekil 4.5. Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.6. Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

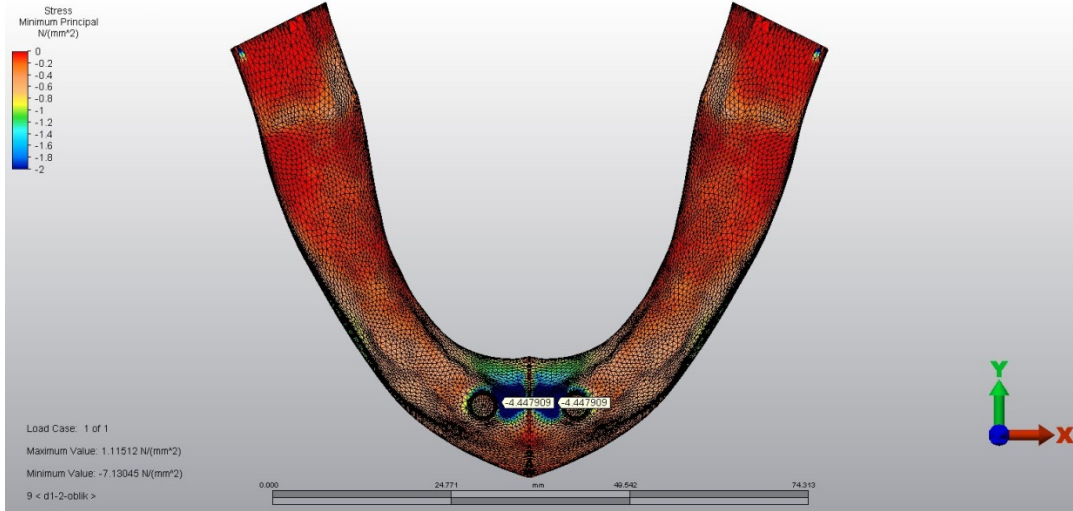
Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,39 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 6,35 MPa olmuştur (Şekil 4-7).



Şekil 4.7. Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -4,44 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -7,13 MPa olmuştur (Şekil 4-8).



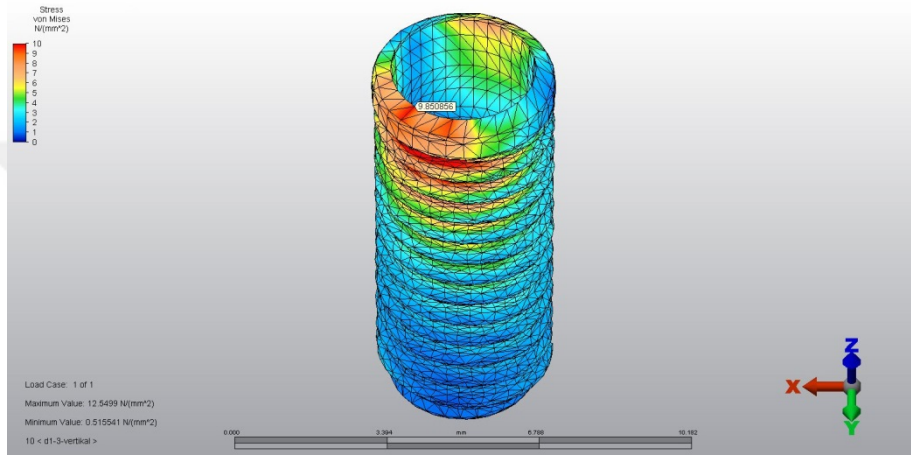
Şekil 4.8. Model 1 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

4.1.2. D1 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular(Model 2)

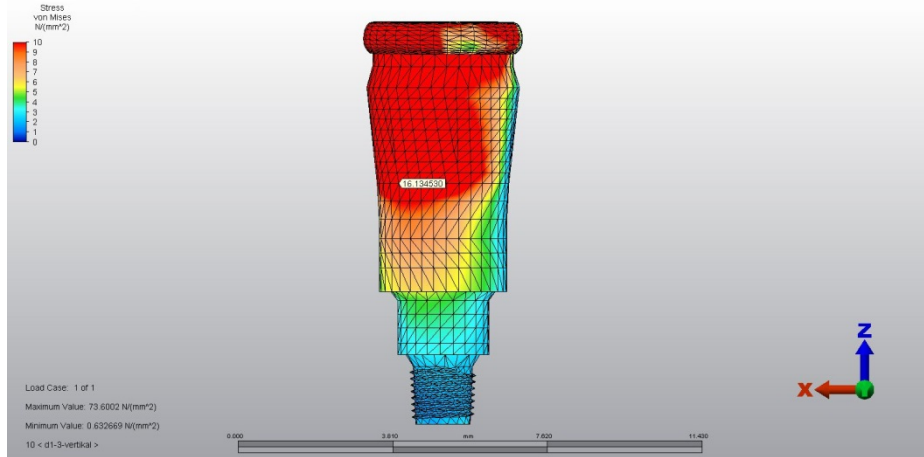
4.1.2.1. Model 2’de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 9,85 MPa (Şekil 4-9), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 16,13 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-10).



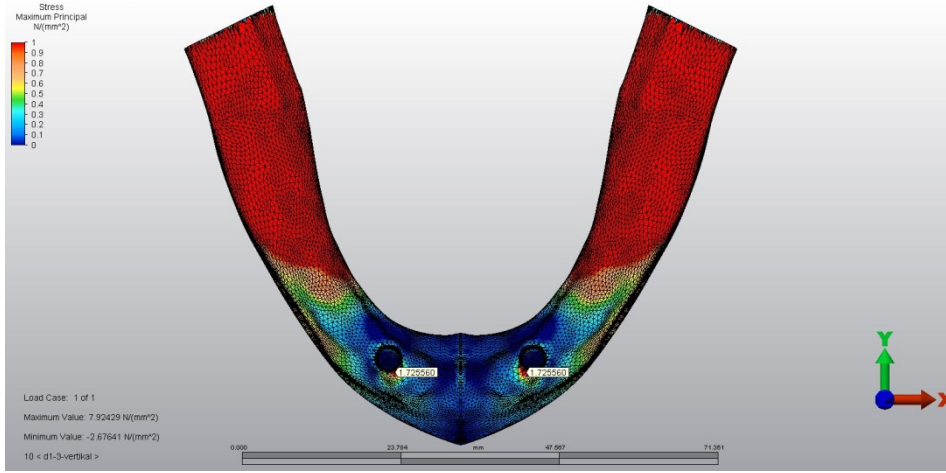
Şekil 4.9. Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.10. Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

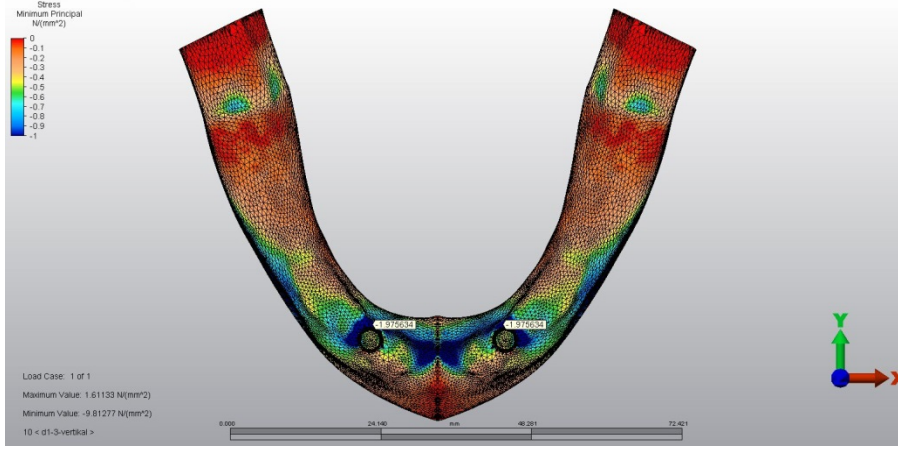
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,72 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 7,92 MPa olmuştur (Şekil 4-11).



Şekil 4.11. Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -1,97 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -9,81 MPa olmuştur (Şekil 4-12).

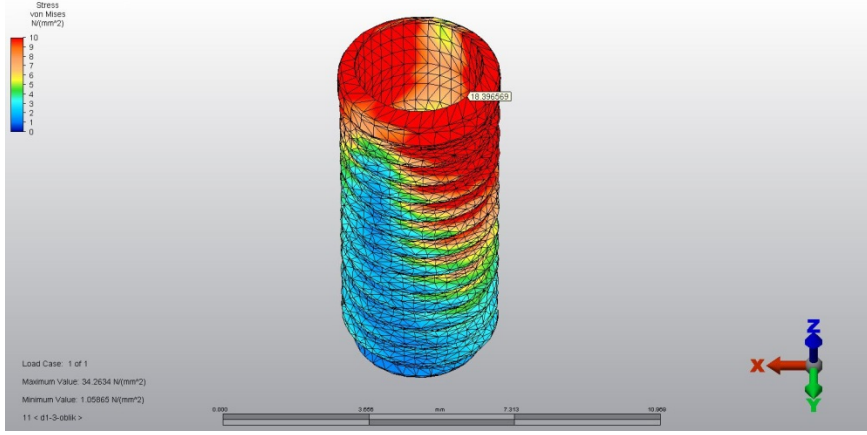


Şekil 4.12. Model 2 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi

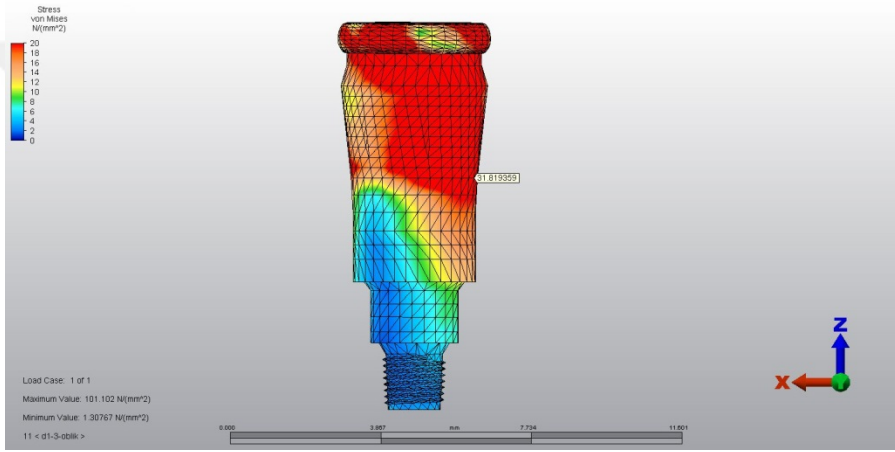
4.1.2.2. Model 2'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 18,39 MPa (Şekil 4-13), locator tutucuda implantın birleşme yüzeyinde ise 31,81 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-14).



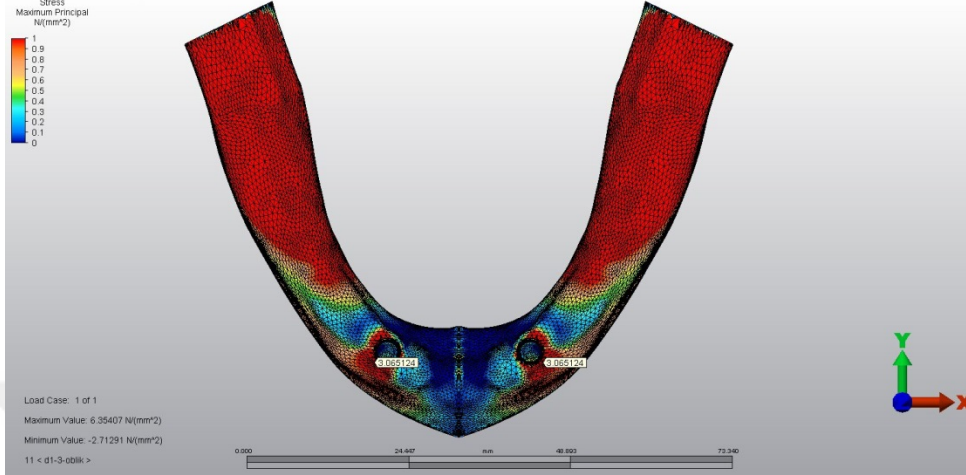
Şekil 4.13. Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.14. Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

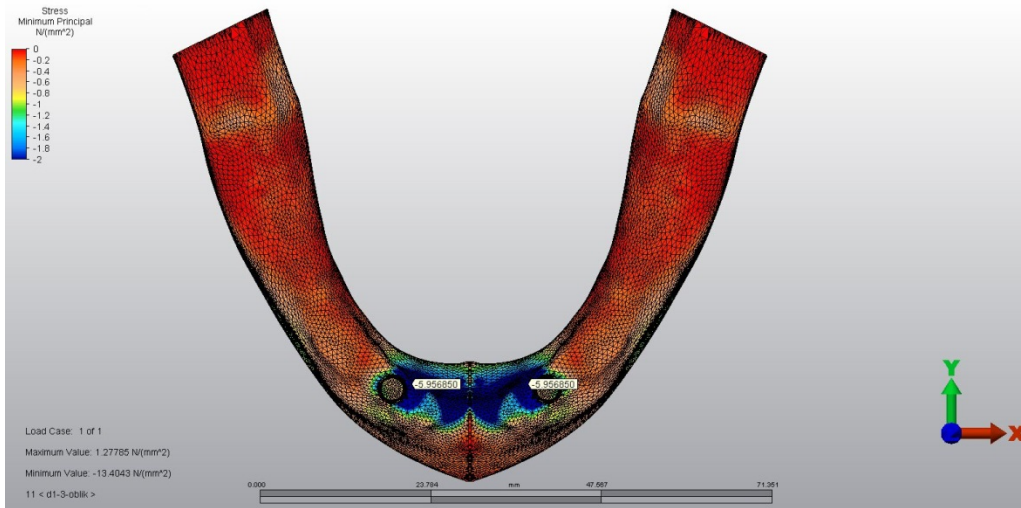
Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 3,06 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 6,35 MPa olmuştur (Şekil 4-15).



Şekil 4.15. Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -5,95 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -13,04 MPa olmuştur (Şekil 4-16).



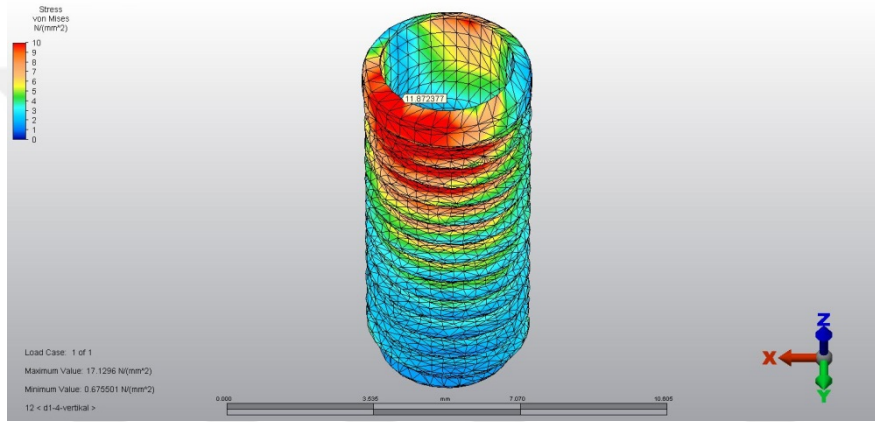
Şekil 4.16. Model 2 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi

4.1.3. D1 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 3)

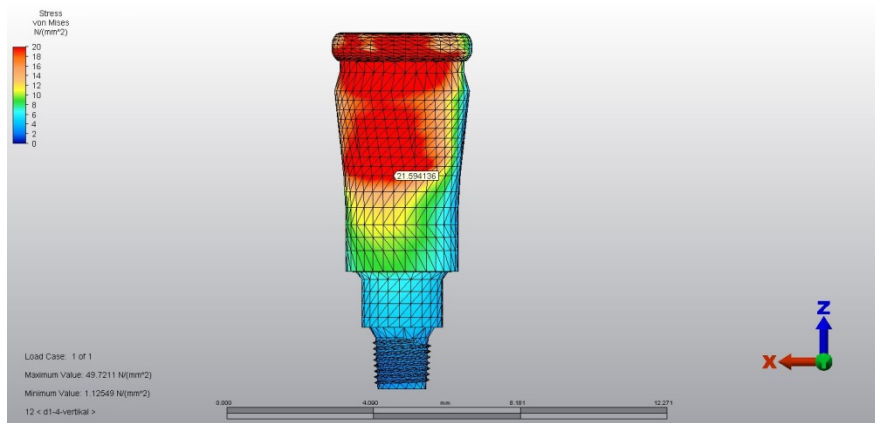
4.1.3.1. Model 3'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 11,87 MPa (Şekil 4-17), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 21,59 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-18).



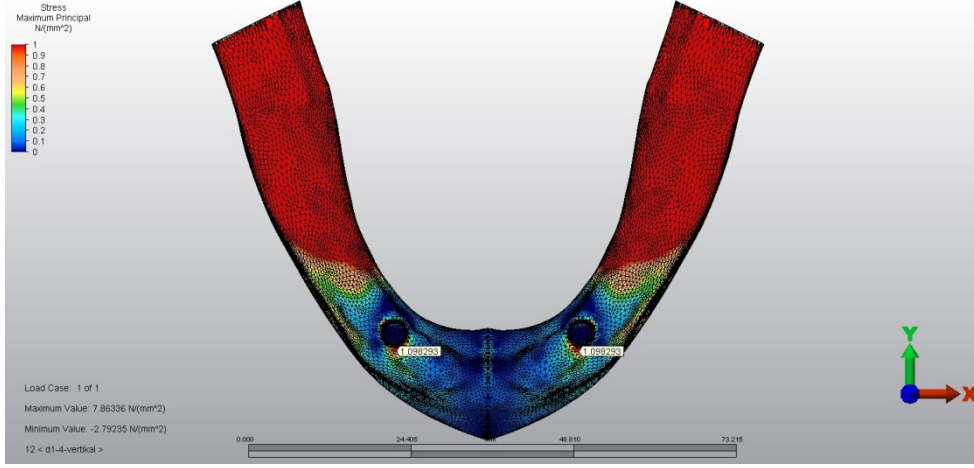
Şekil 4.17. Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.18. Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

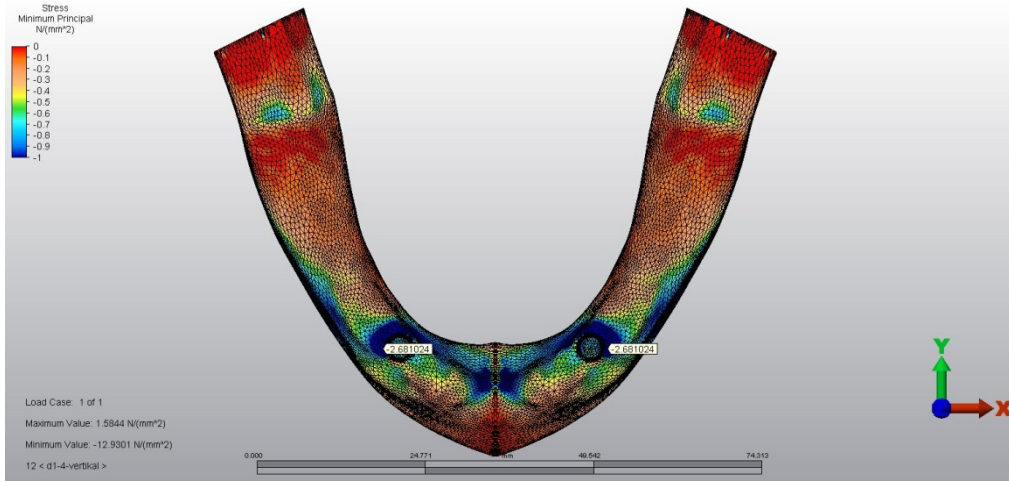
Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,09 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 7,86 MPa olmuştur (Şekil 4-19).



Şekil 4.19. Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -2,68 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -12,93 MPa olmuştur (Şekil 4-20).

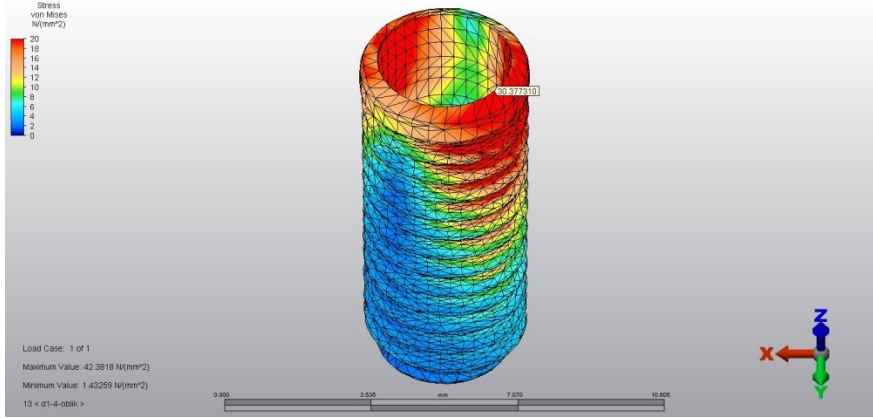


Şekil 4.20. Model 3 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi

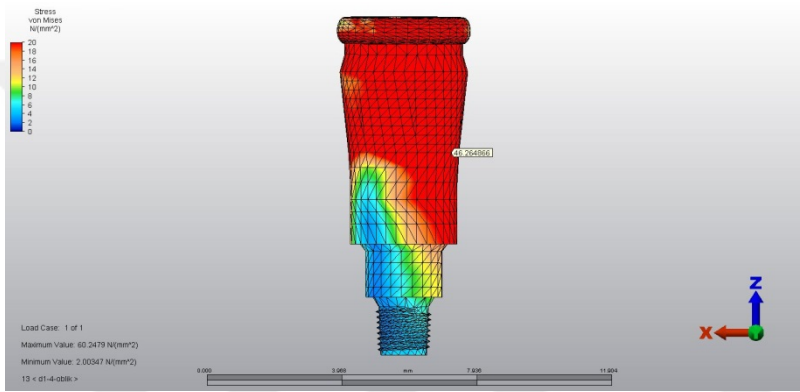
4.1.3.2. Model 3'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 30,37 MPa (Şekil 4-21), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 46,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-22).



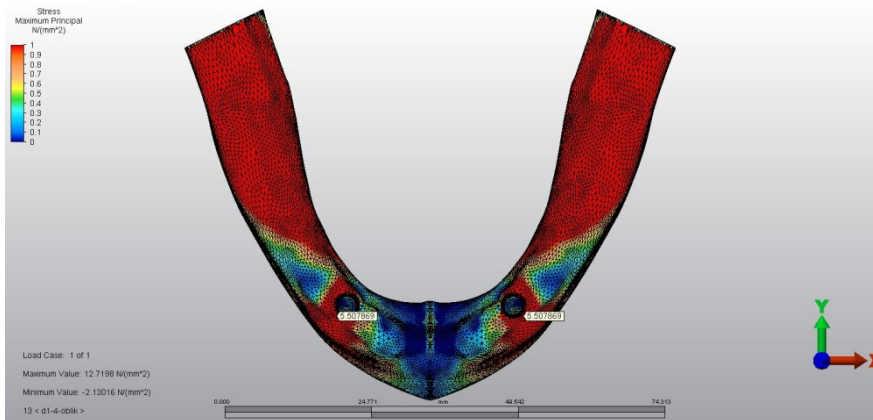
Şekil 4.21. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.22. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

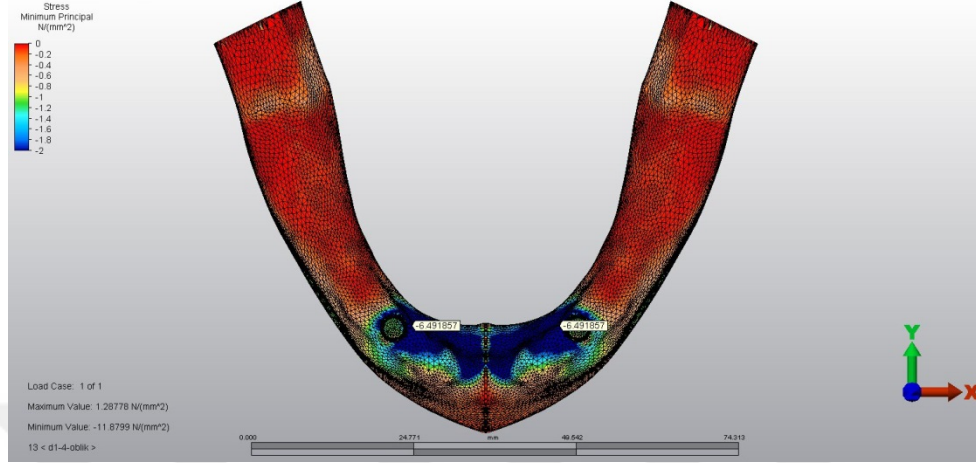
Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 5,50 MPa olarak saptanmıştır. Kemikteki maksimum gerilme ise 12,71 MPa olmuştur (Şekil 4-23).



Şekil 4.23. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -6,49 MPa değerinde elde edilmiştir. Kemikteki maksimum gerilme ise -11,87 MPa olmuştur (Şekil 4-24).



Şekil 4.24. Model 3 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi

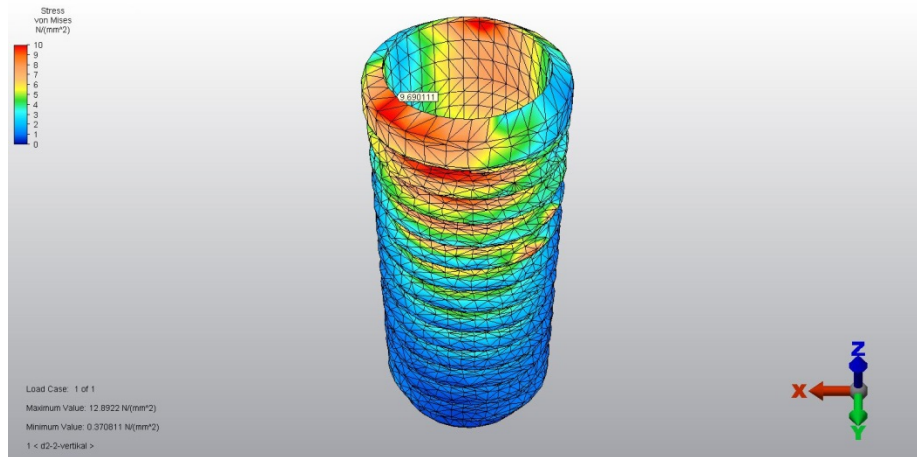
4.2. D2 kemiğe ait bulgular

4.2.1. D2 kemikte lateral(2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 4)

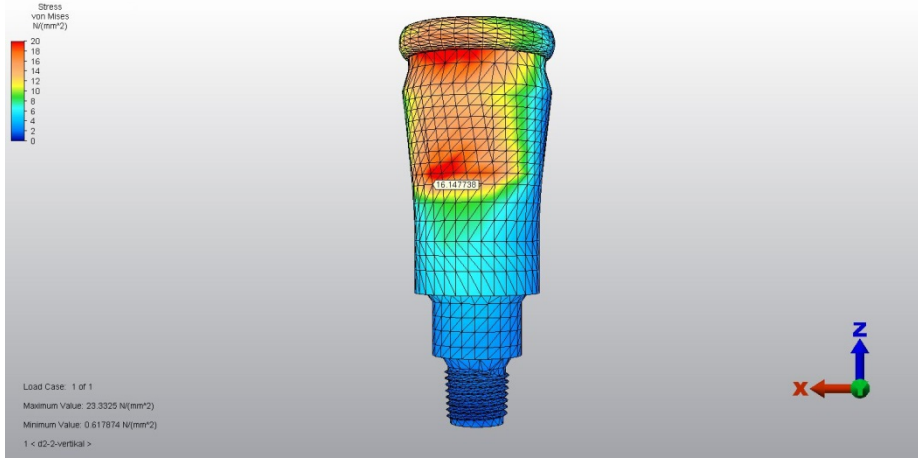
4.2.1.1. Model 4'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantın boyun bölgesinde 9,69 MPa (Şekil 4-25), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 16,14 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-26).



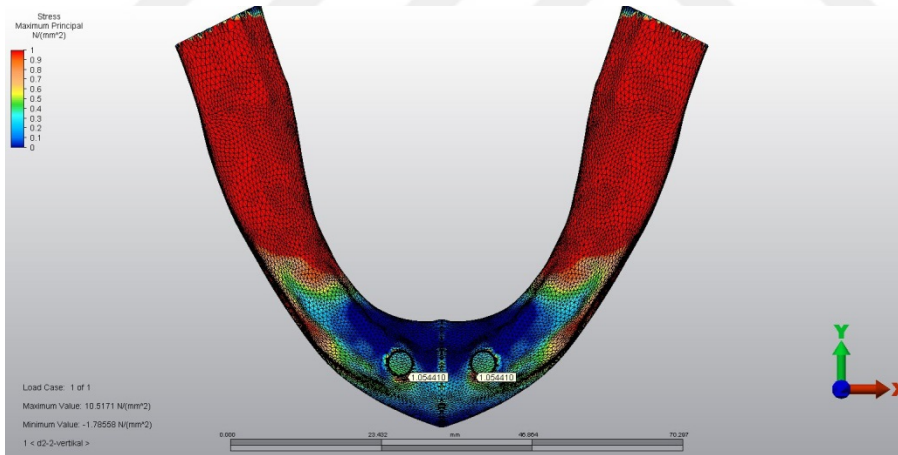
Şekil 4.25. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



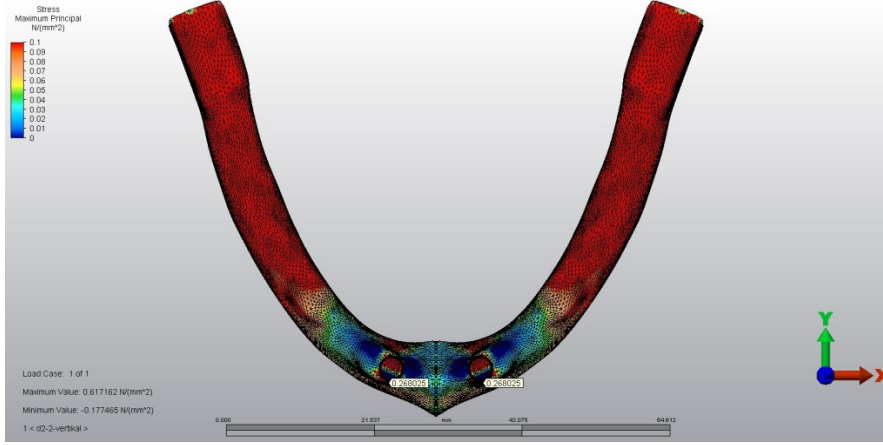
Şekil 4.26. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,05 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-27). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-28). Kemikteki maksimum gerilme ise 10,51 MPa olmuştur.



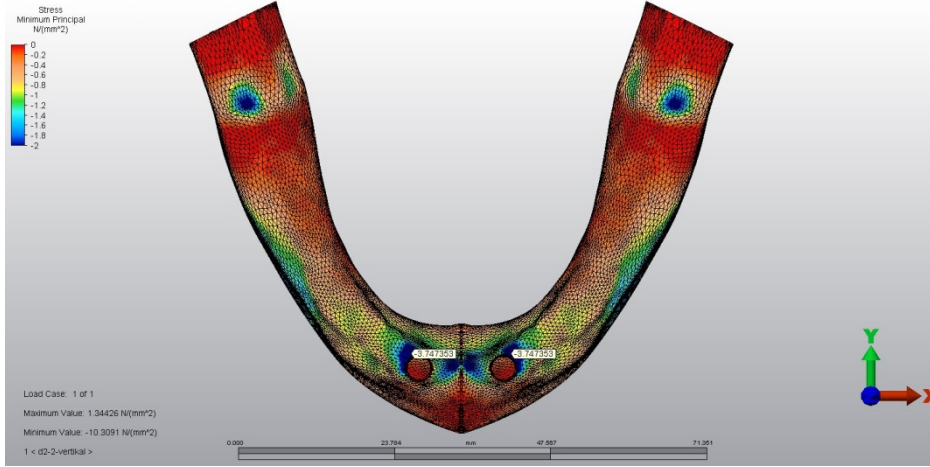
Şekil 4.27. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi



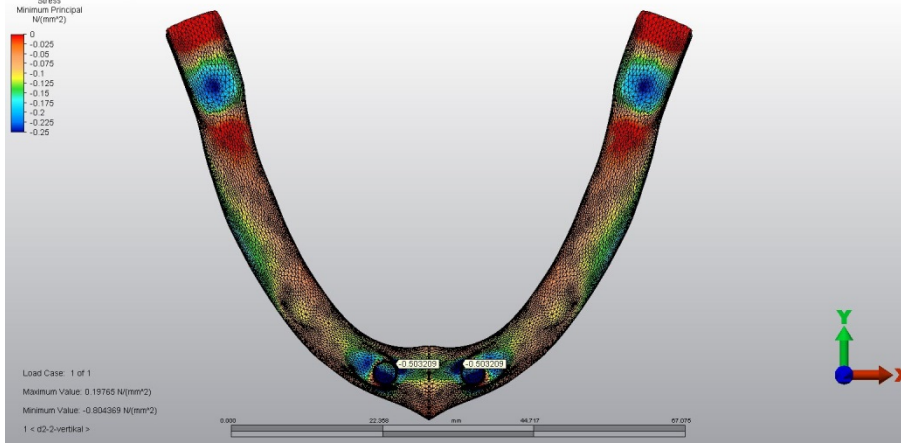
Şekil 4.28. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -3,74 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-29). Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,50 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-30). Kemikteki maksimum gerilme ise -10,30 MPa olmuştur.



Şekil 4.29. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi

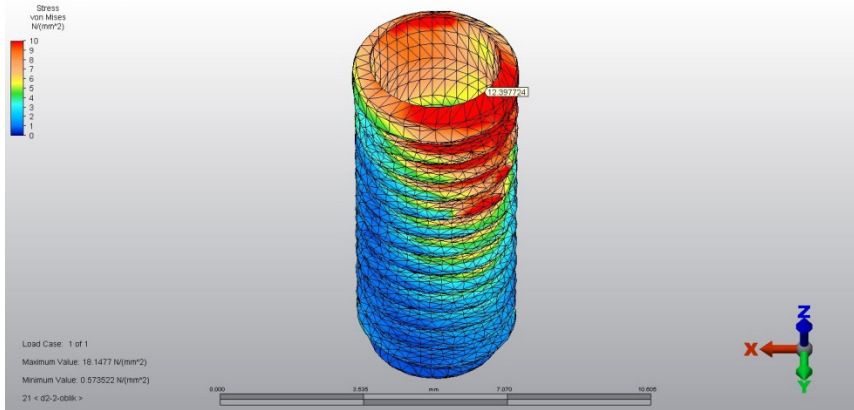


Şekil 4.30. Model 4 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmesi

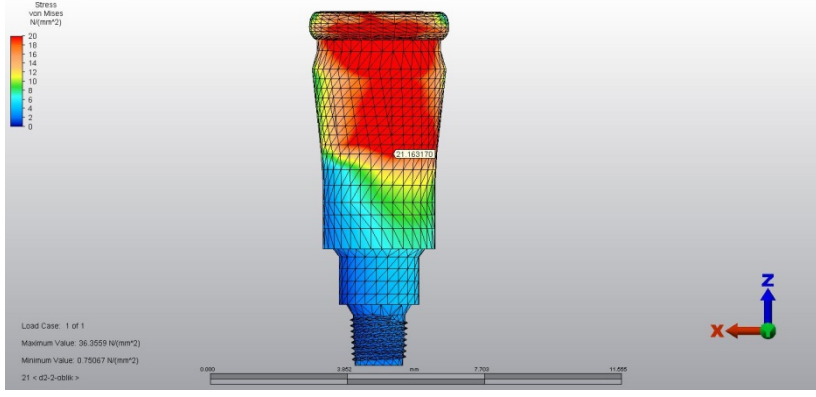
4.2.1.2. Model 4'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 12,39 MPa (Şekil 4-31), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 21,16 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-32).



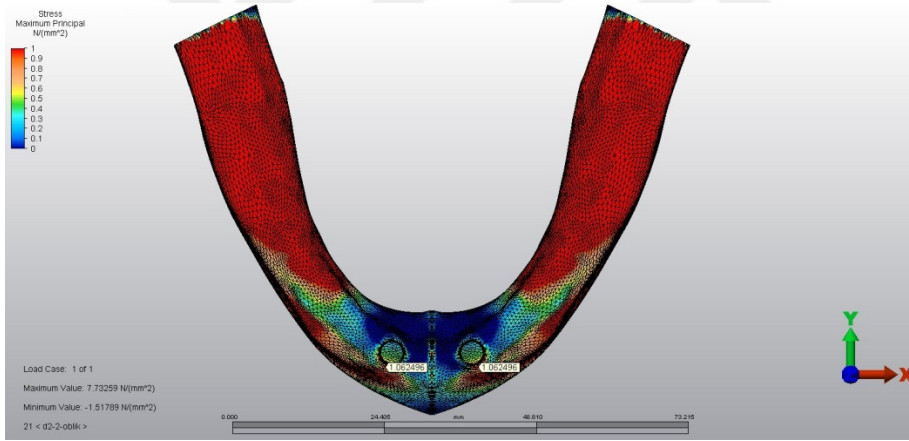
Şekil 4.31. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



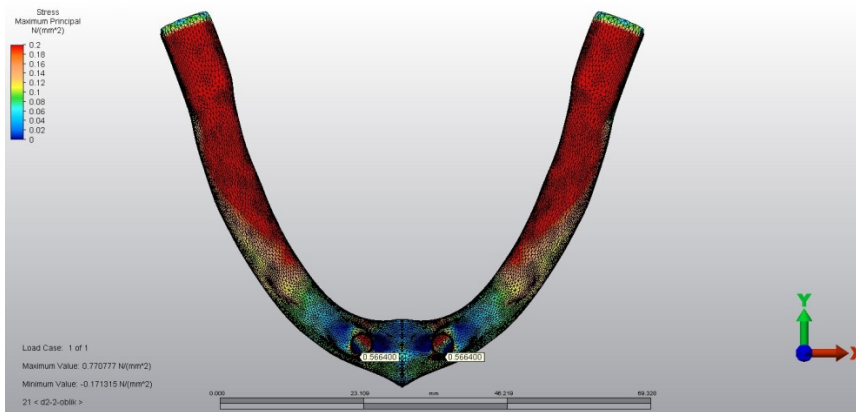
Şekil 4.32. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,06 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-33). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,56 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-34). Kemikteki maksimum gerilme ise 7,73 MPa olmuştur.



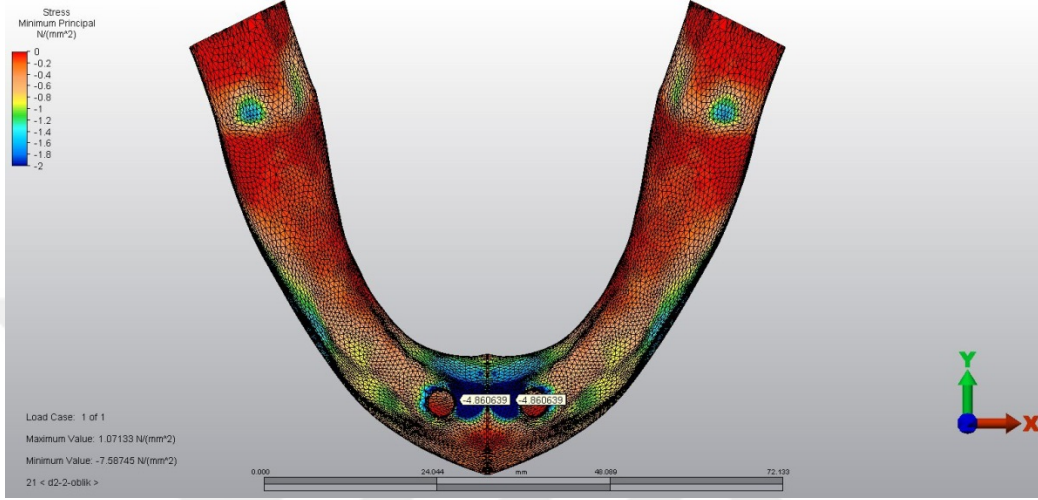
Şekil 4.33. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi



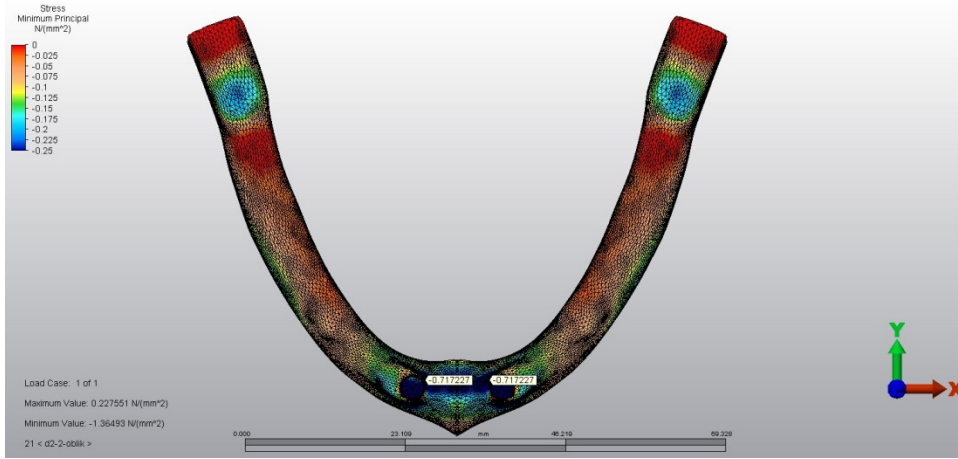
Şekil 4.34. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -4,86 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-35). Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,71 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-36). Kemikteki maksimum gerilme ise -7,58 MPa olmuştur.



Şekil 4.35. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmesi



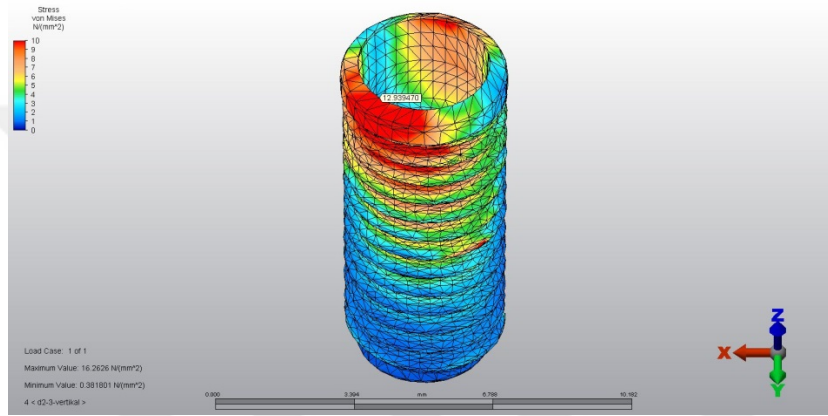
Şekil 4.36. Model 4 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmesi

D2 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 5)

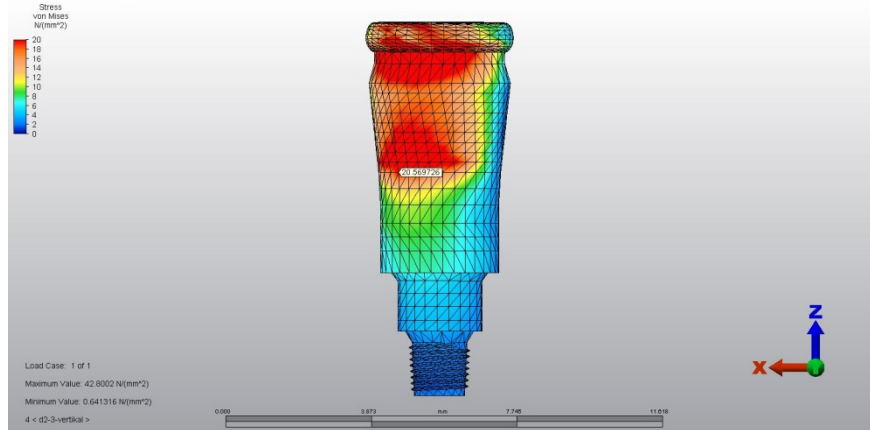
Model 5'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 12,93 MPa (Şekil 4-37), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 20,56 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-38).



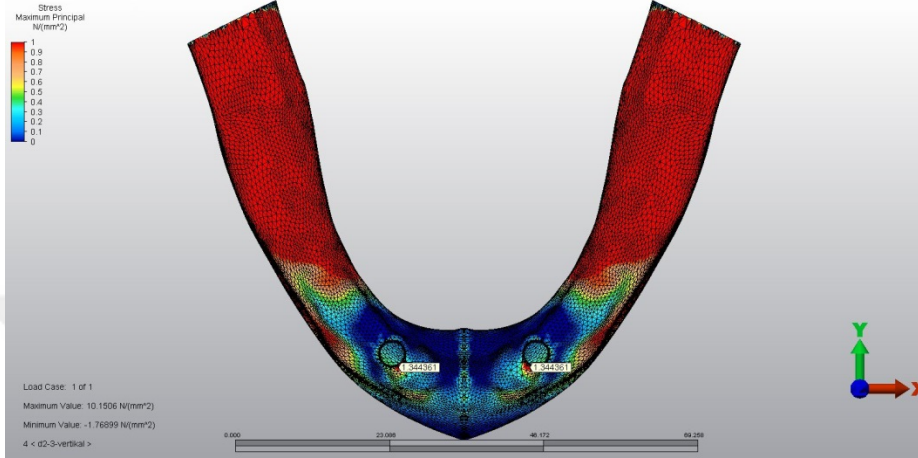
Şekil 4.37. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



Şekil 4.38. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,34 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-39). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,26 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-40). Kemikteki maksimum gerilme ise 10,15 MPa olmuştur.



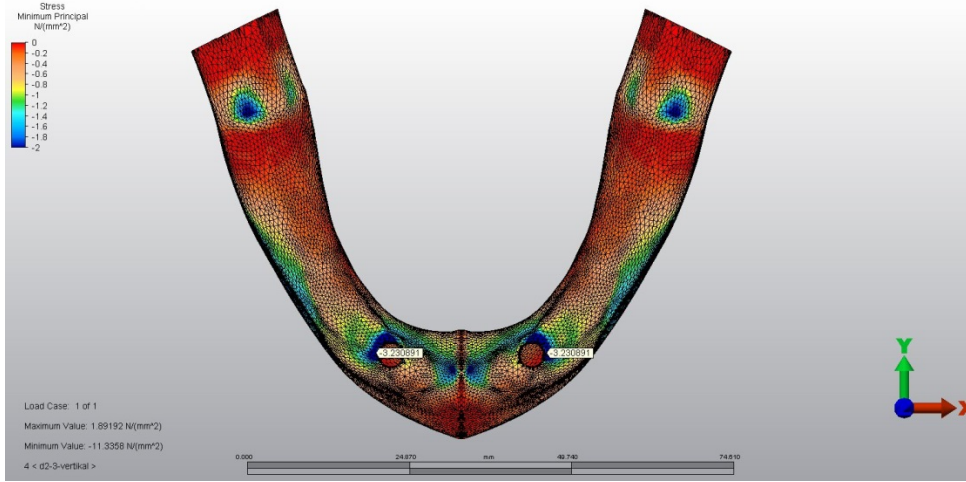
Şekil 4.39. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



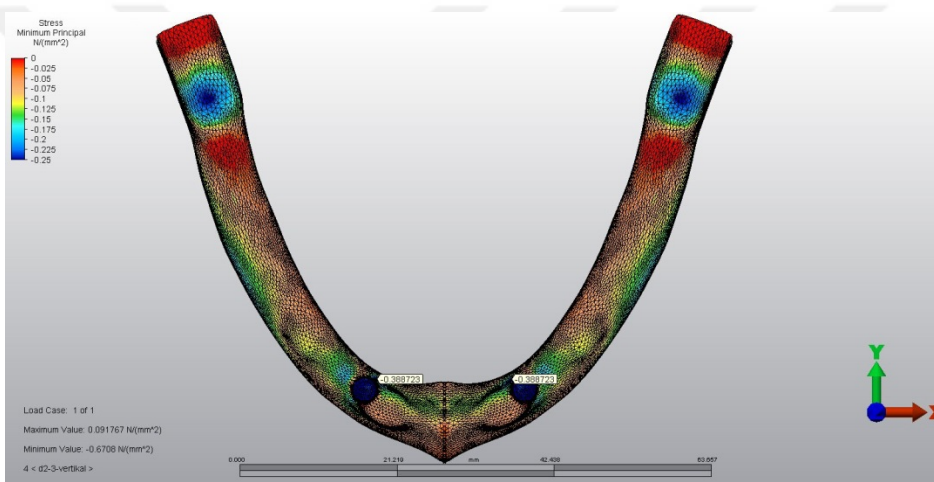
Şekil 4.40. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -3,23 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-41). Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,38 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-42). Kemikteki maksimum gerilme ise -11,33 MPa olmuştur.



Şekil 4.41. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

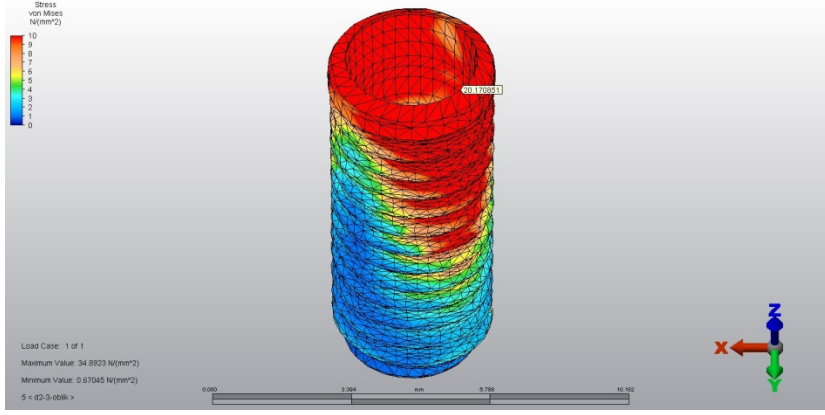


Şekil 4.42. Model 5 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

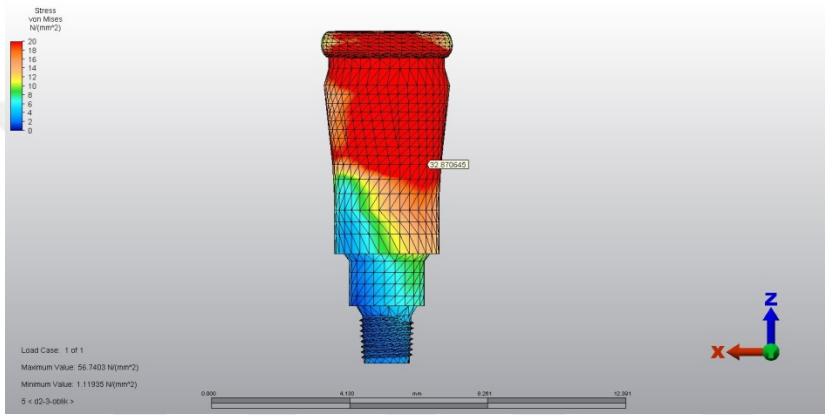
4.2.2.2. Model 5'de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 20,17 MPa (Şekil 4-43), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 32,8 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-44).



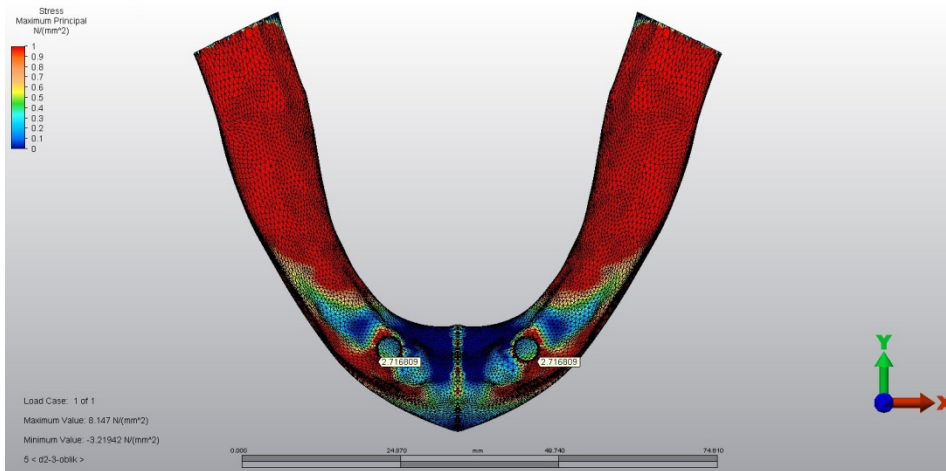
Şekil 4.43. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



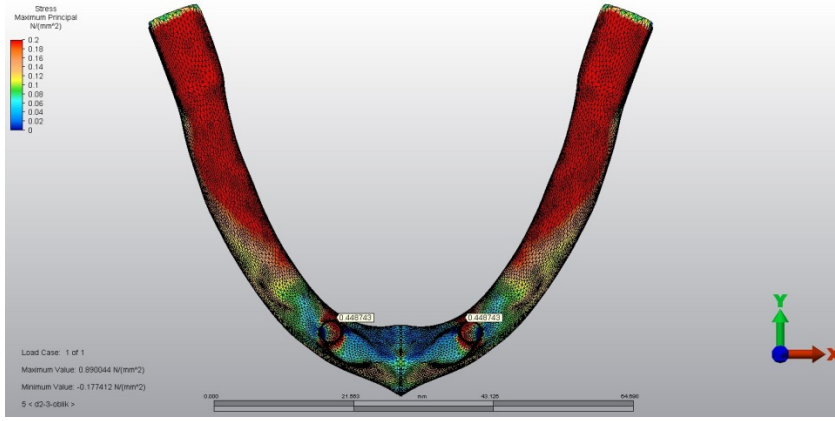
Şekil 4.44. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 2,71 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-45). Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,44 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-46). Kemikteki maksimum gerilme ise 8,14 MPa olmuştur.



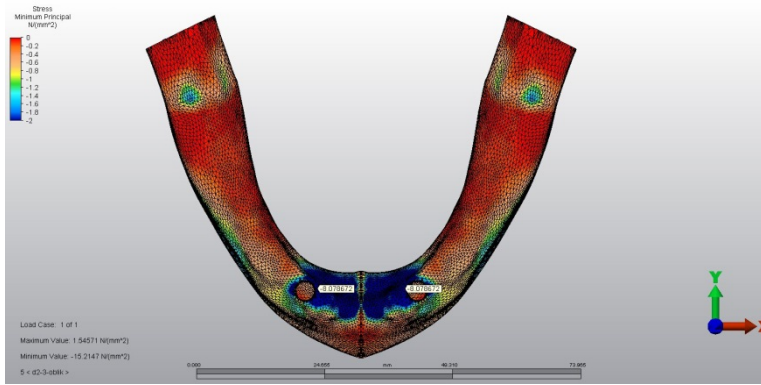
Şekil 4.45. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



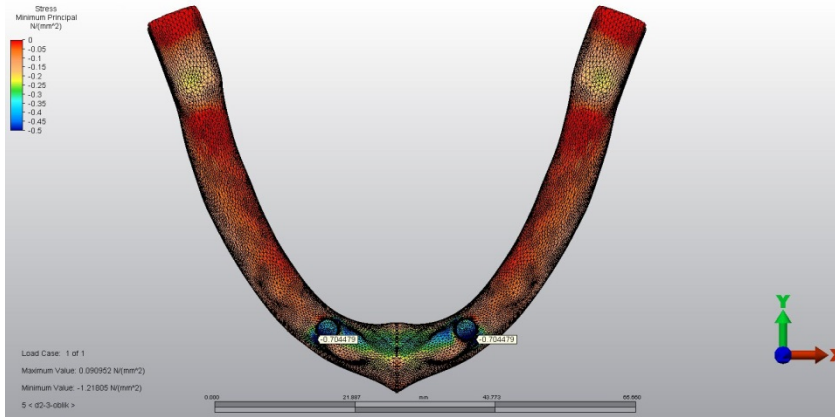
Şekil 4.46. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -8,07 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-47). Trabeküler kemikte ise implantlarının bukkal boyun bölgesinde -0,70 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-48). Kemikteki en yüksek gerilme ise -15,21 MPa olmuştur.



Şekil 4.47. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi



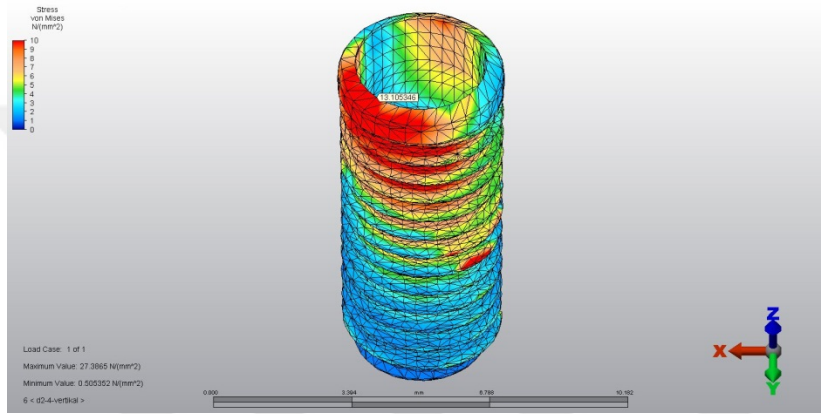
Şekil 4.48. Model 5 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

4.2.3. D2 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 6)

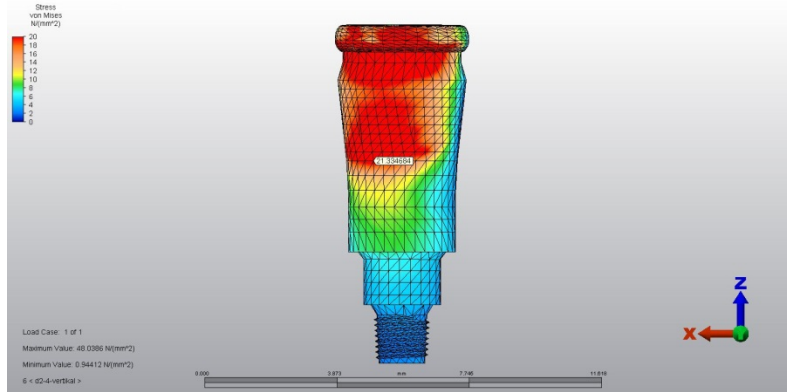
4.2.3.1. Model 6'da Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 13,10 MPa (Şekil 4-49), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 21,33 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-50).



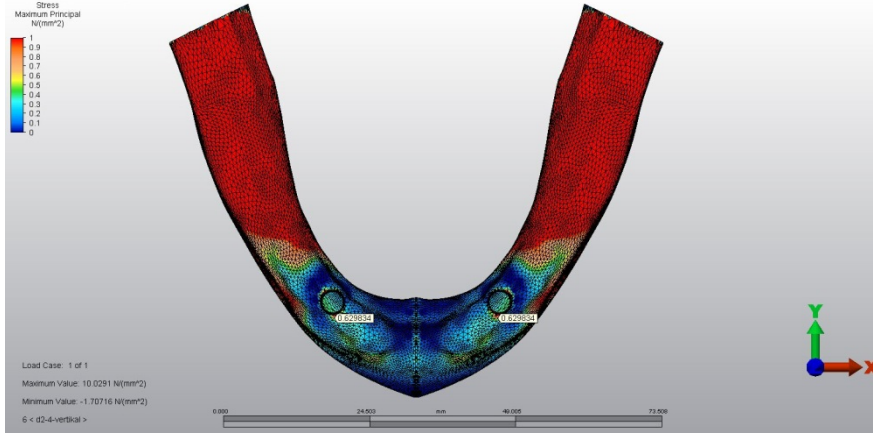
Şekil 4.49. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



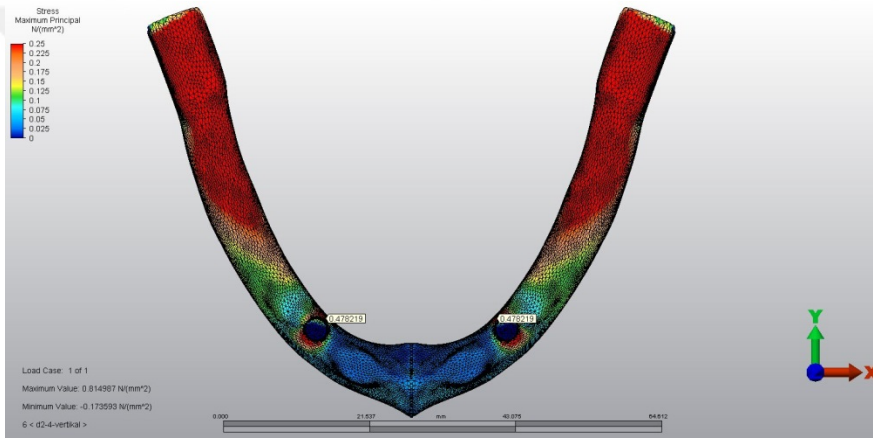
Şekil 4.50. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 0,62 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-51). Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,47 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-52). Kemikteki maksimum gerilme ise 10,02 MPa olmuştur.



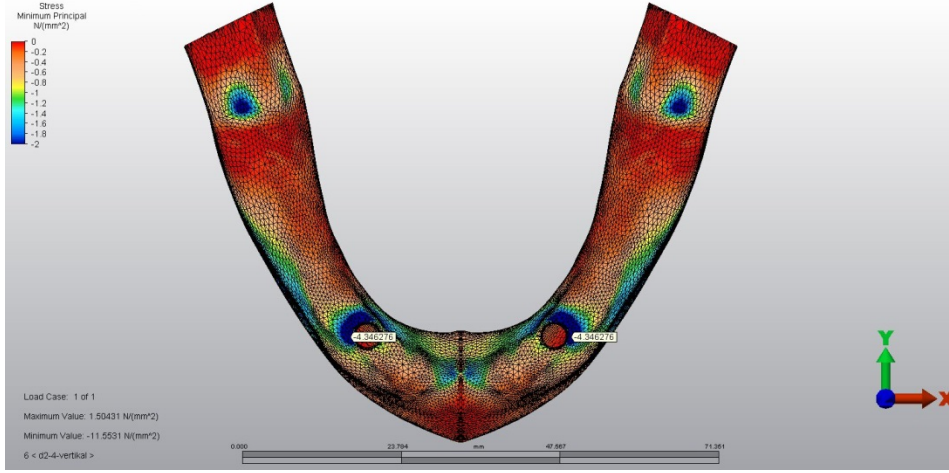
Şekil 4.51. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



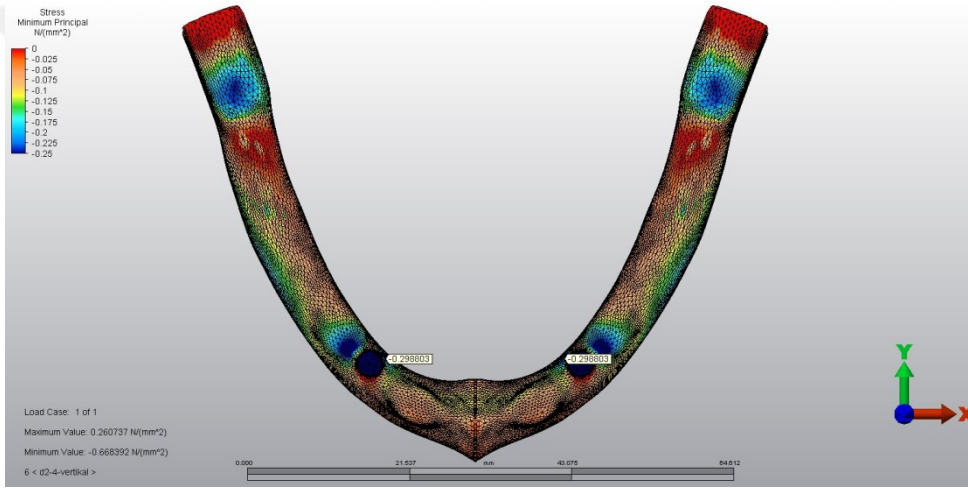
Şekil 4.52. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -4,34 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-53). Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -0,29 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-54). Kemikteki maksimum gerilme ise -11,55 MPa olmuştur.



Şekil 4.53. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

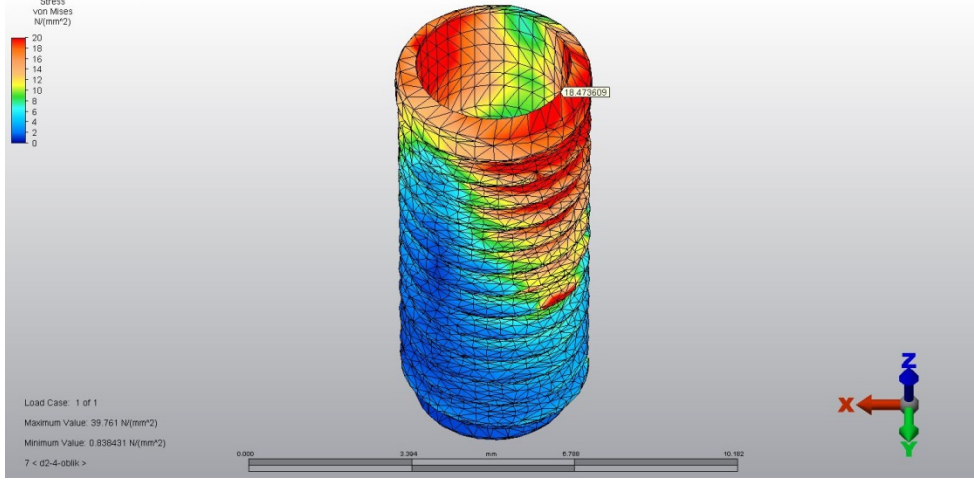


Şekil 4.54. Model 6 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

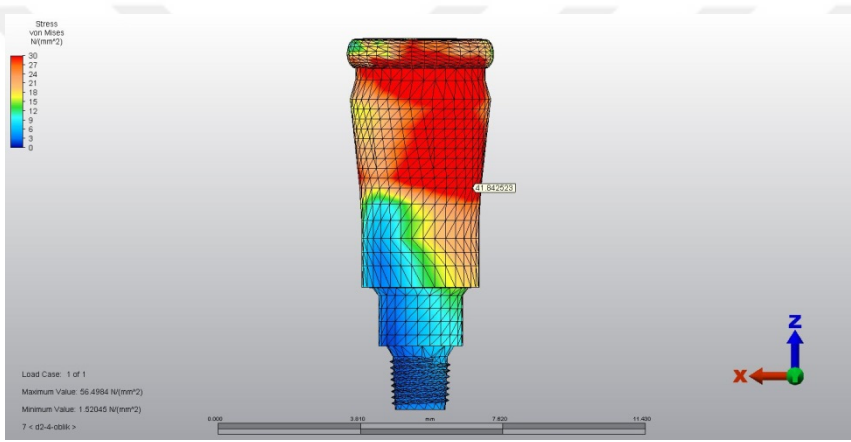
4.2.3.2. Model 6'da Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 18,47 MPa (Şekil 4-55), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 41,84 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-56).



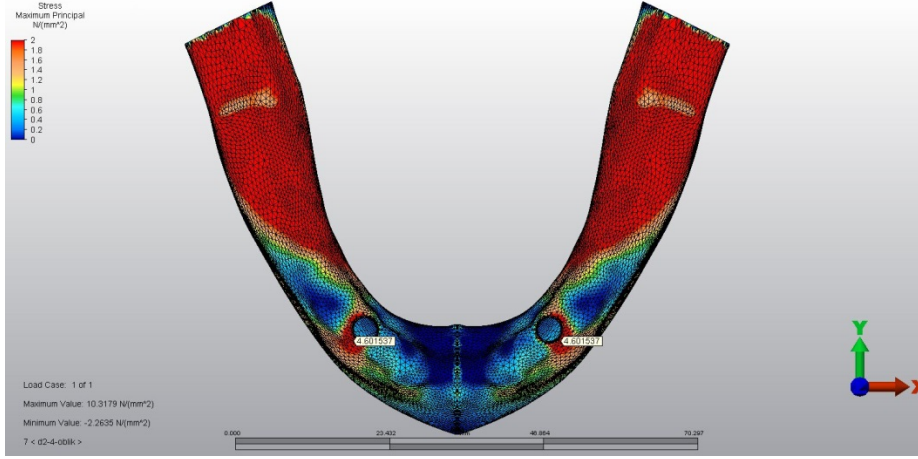
Şekil 4.55. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



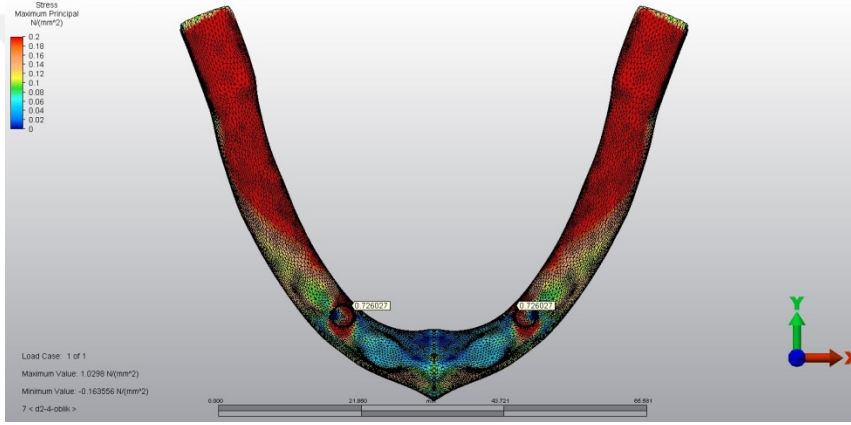
Şekil 4.56. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 4,60 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-57). Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,72 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-58). Kemikteki maksimum gerilme ise 10,31 MPa olmuştur.



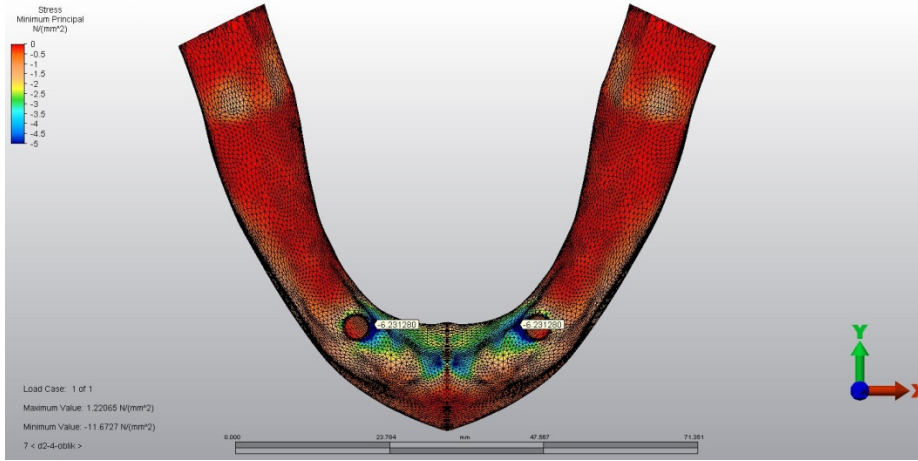
Şekil 4.57. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



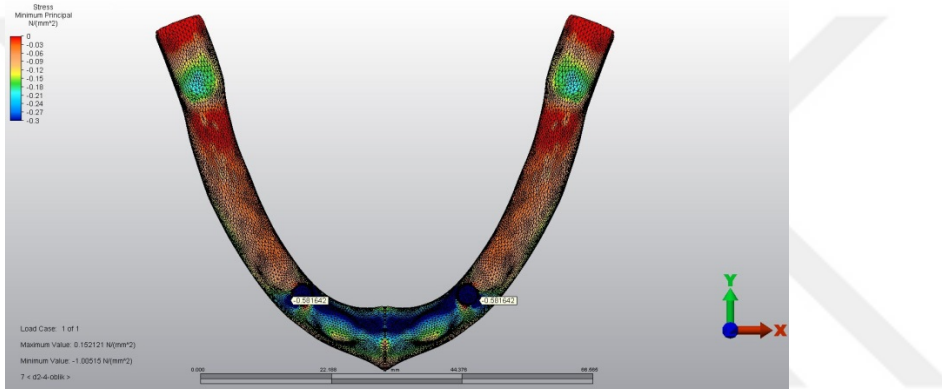
Şekil 4.58. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -6,23 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-59). Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,58 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-60). Kemikteki maksimum gerilme ise -11,6 MPa olmuştur.



Şekil 4.59. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi



Şekil 4.60. Model 6 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

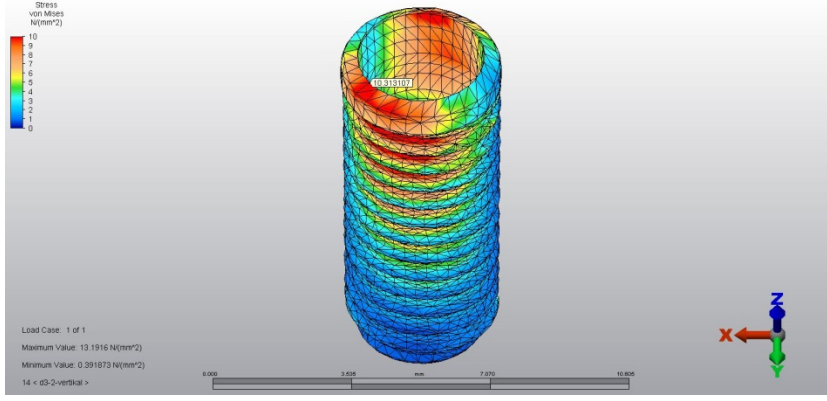
4.3. D3 kemiğe ait bulgular

4.3.1. D3 kemikte lateral(2.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 7)

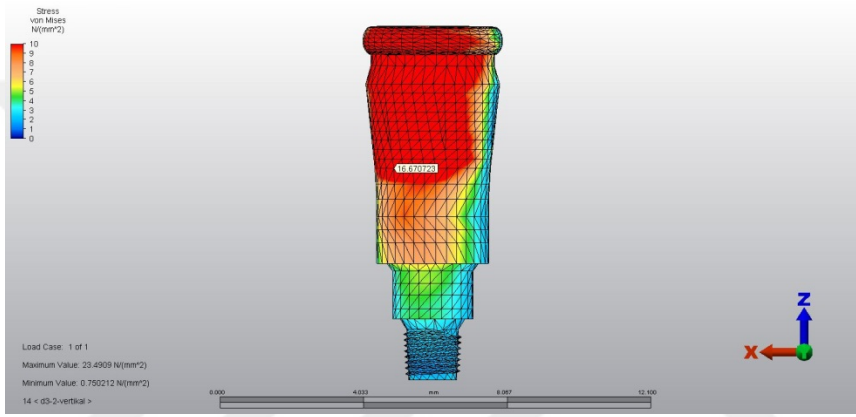
4.3.1.1. Model 7'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 10,31 MPa (Şekil 4-61), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 16,67 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-62).



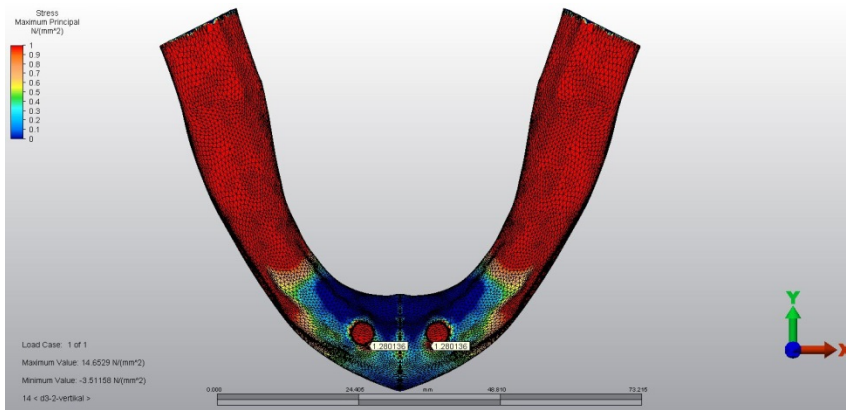
Şekil 4.61. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



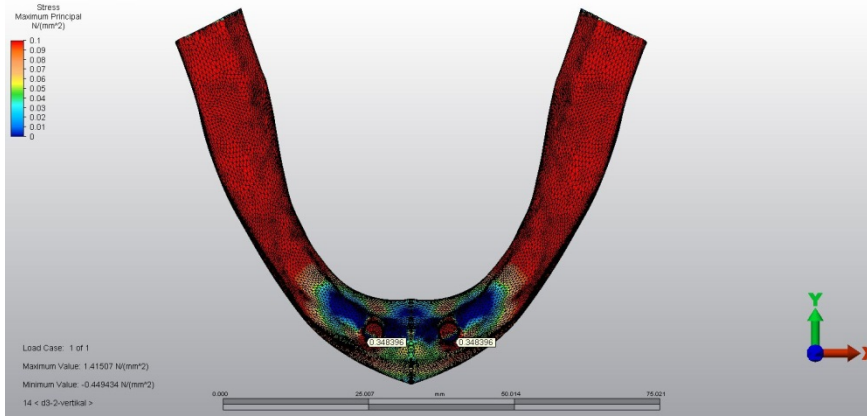
Şekil 4.62. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,28 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-63). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-64). Kemikteki maksimum gerilme ise 14,65 MPa olmuştur.



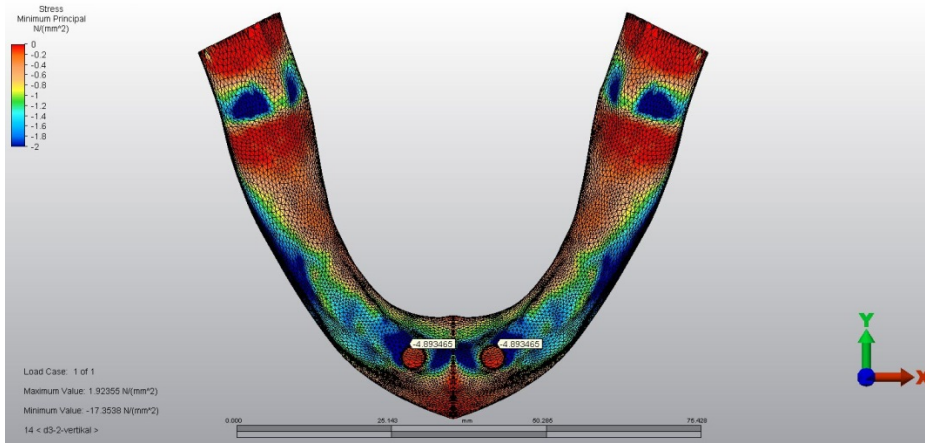
Şekil 4.63. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



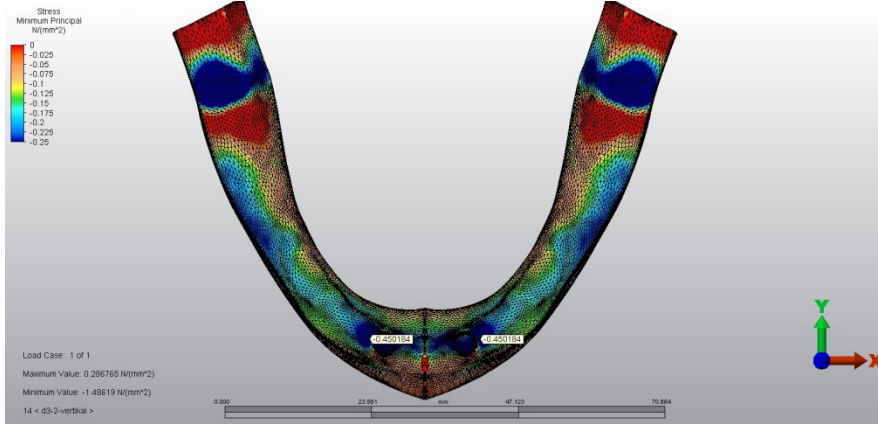
Şekil 4.64. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların lingual boyun bölgesinde -4,89 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-65). Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,45 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-66). Kemikteki maksimum gerilme ise -17,35 MPa olmuştur.



Şekil 4.65. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

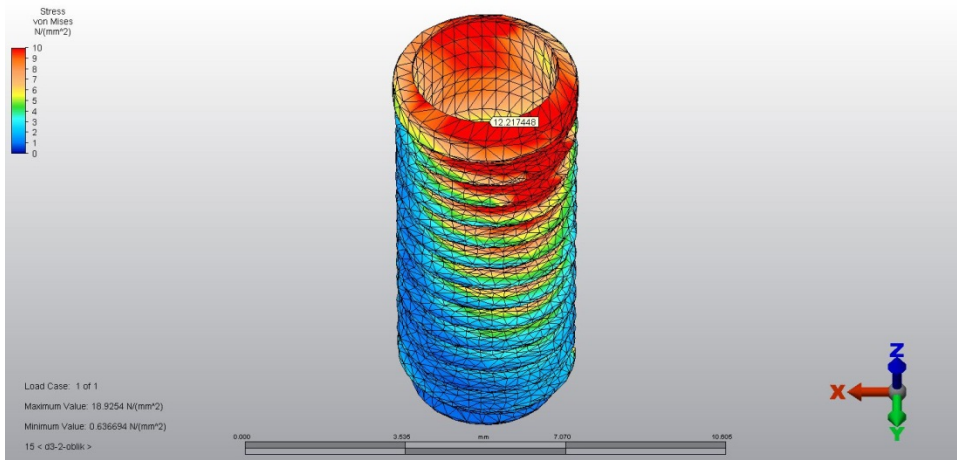


Şekil 4.66. Model 7 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

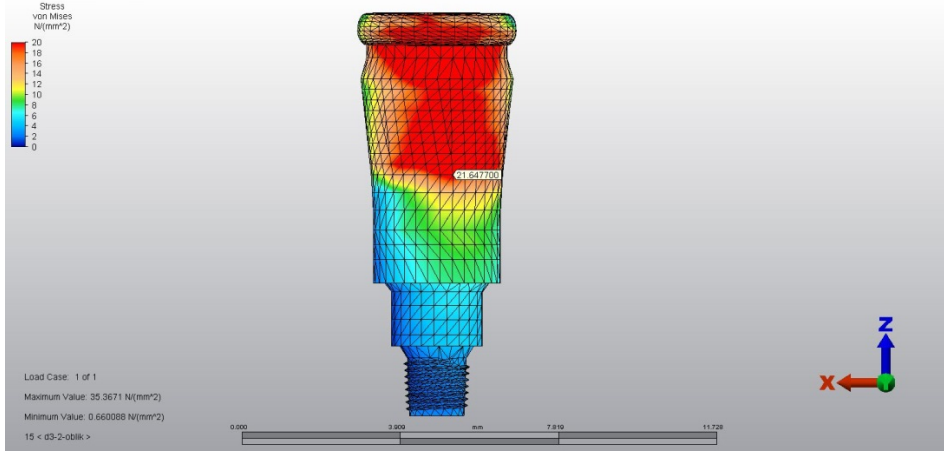
4.3.1.2. Model 7’de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 12,21 MPa (Şekil 4-67), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 21,64 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-68).



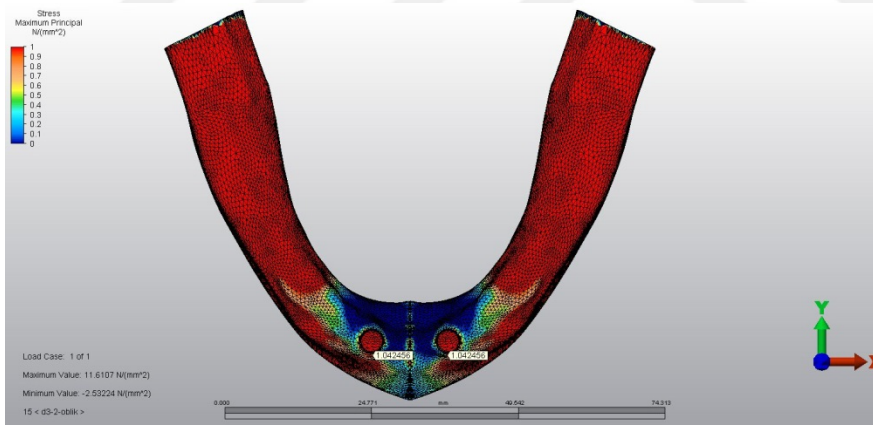
Şekil 4.67. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



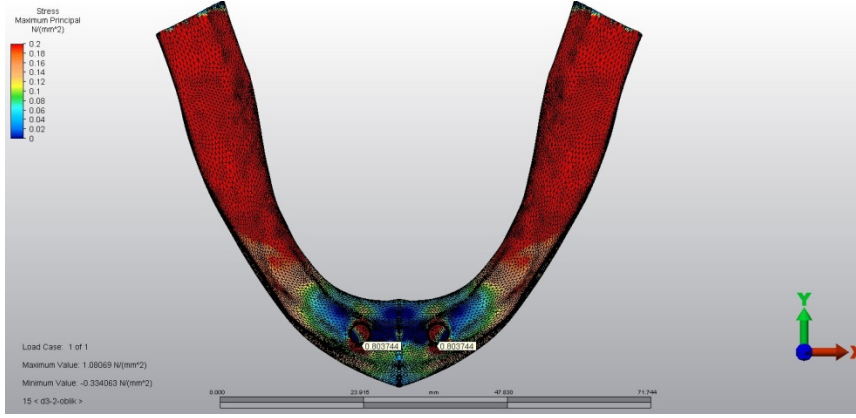
Şekil 4.68. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,04 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-69). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,80 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-70). Kemikteki maksimum gerilme ise 11,61 MPa olmuştur.



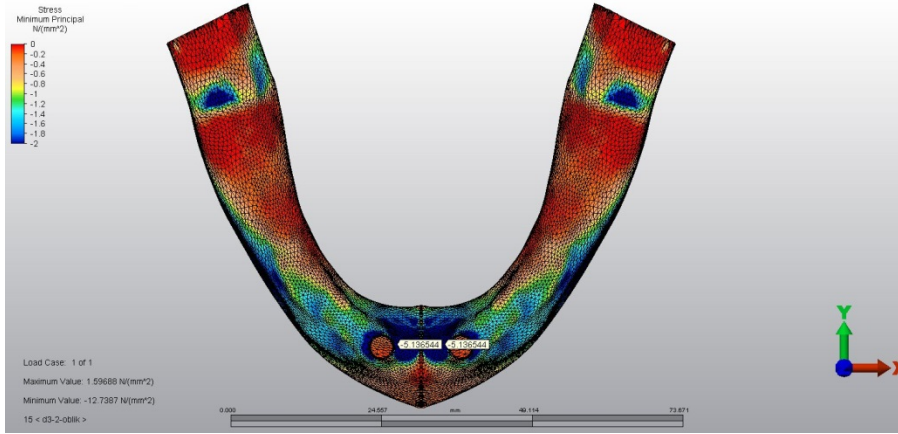
Şekil 4.69. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



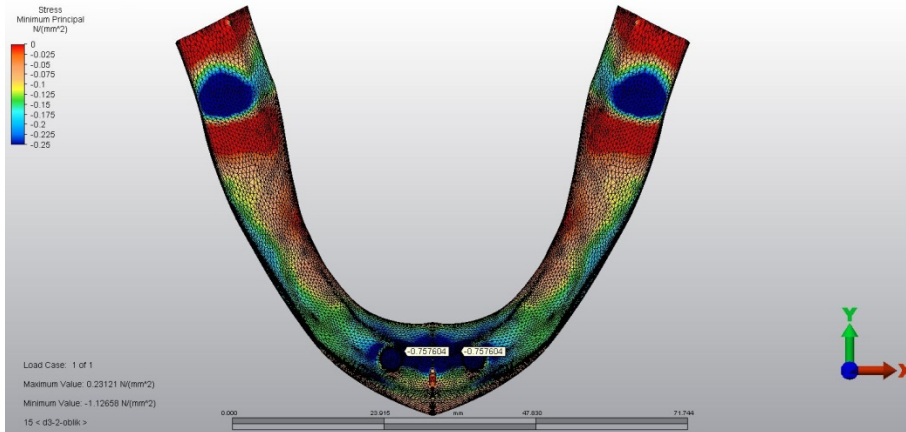
Şekil 4.70. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -5,13 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-71). Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -0,75 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-72). Kemikteki maksimum gerilme ise -12,73 MPa olmuştur.



Şekil 4.71. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi



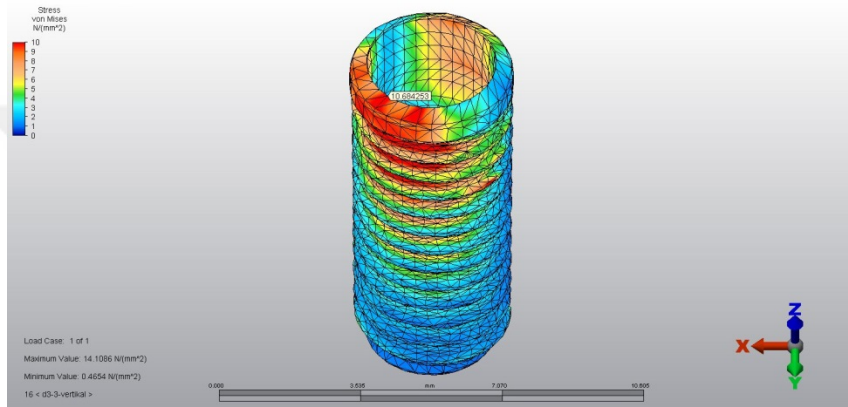
Şekil 4.72. Model 7 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

4.3.2. D3 kemikte kanin(3.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 8)

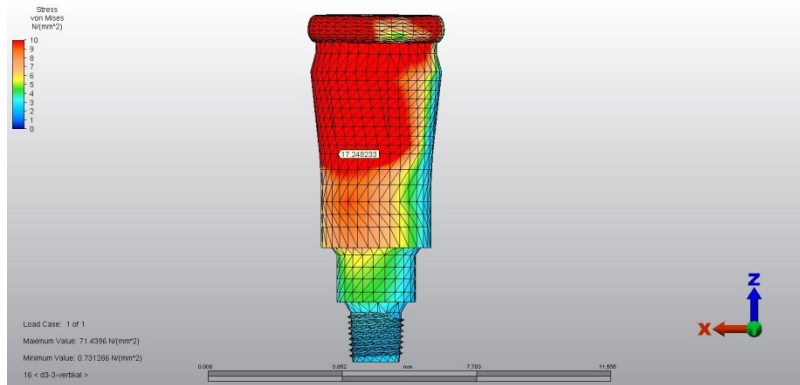
4.3.2.1. Model 8'de Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 10,68 MPa (Model 4-73), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 17,24 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-74).



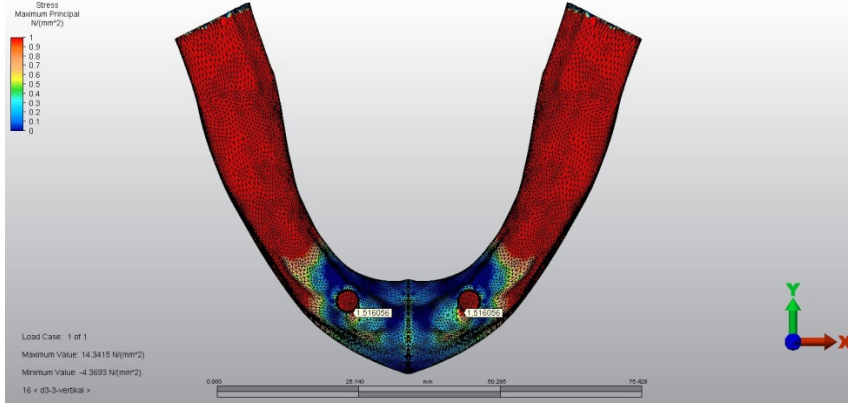
Şekil 4.73. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



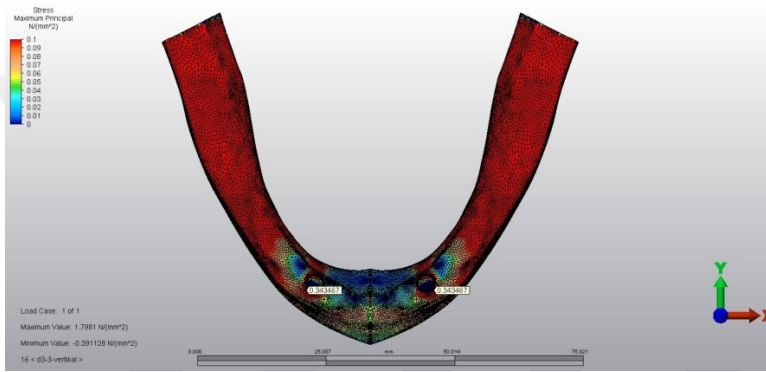
Şekil 4.74. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 1,51 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-75). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-76). Kemikteki maksimum gerilme ise 14,34 MPa olmuştur.



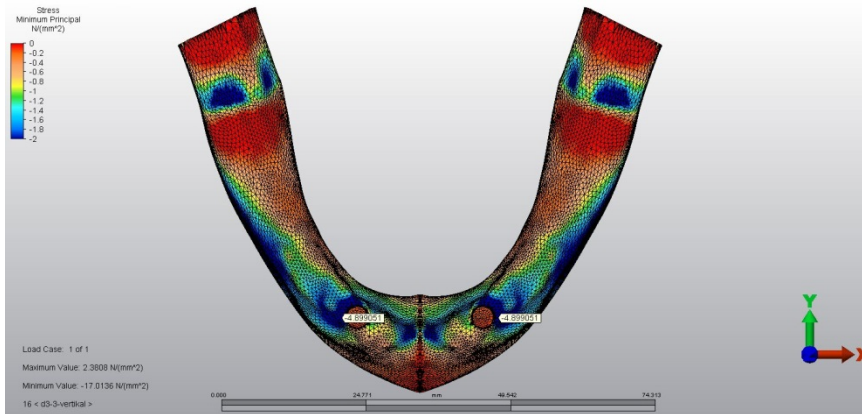
Şekil 4.75. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



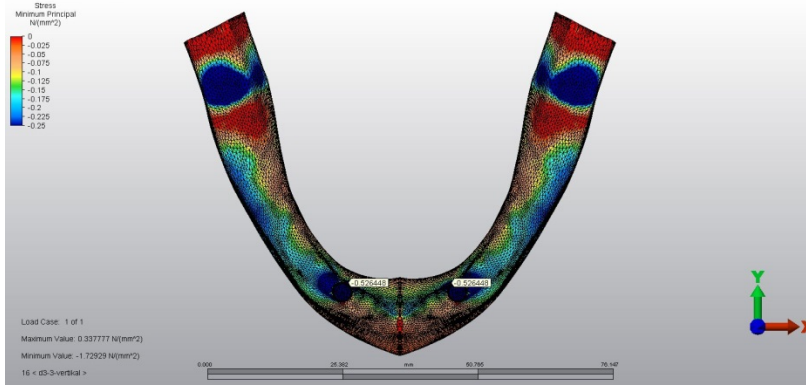
Şekil 4.76. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -4,89 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-77). Trabeküler kemikte ise implantlarının lingual boyun bölgesinde -0,52 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-78). Kemikteki maksimum gerilme ise -17,01 olmuştur.



Şekil 4.77. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

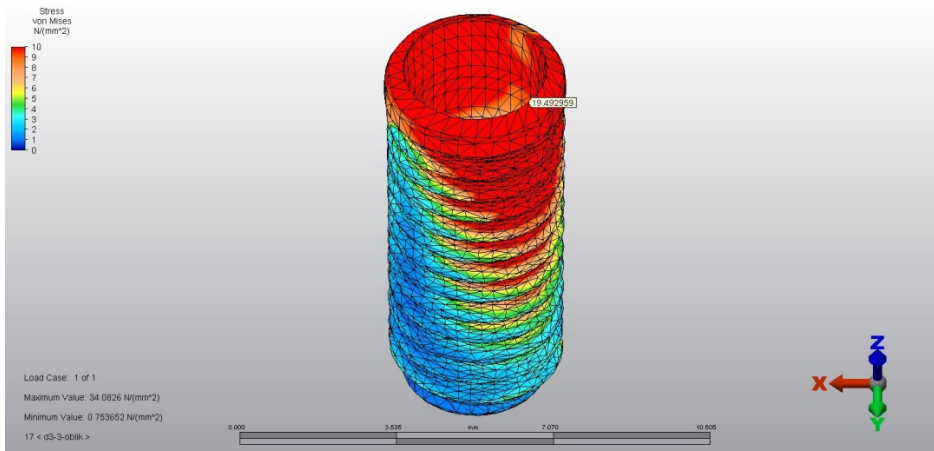


Şekil 4.78. Model 8 de vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

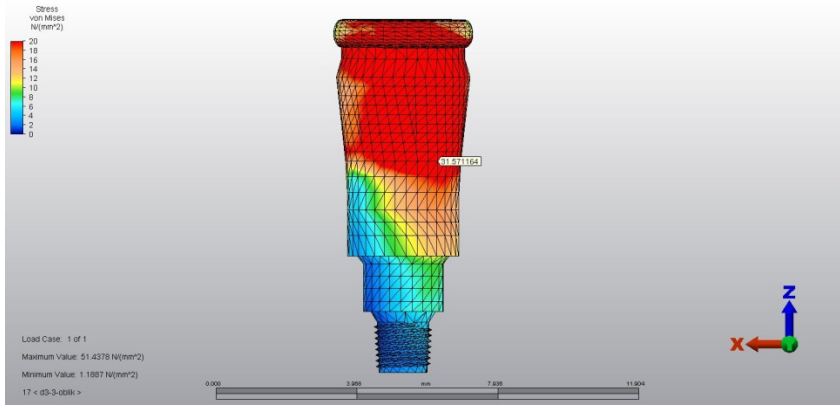
4.3.2.2. Model 8’de Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 19,49 MPa (Şekil 4-79), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 31,57 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-80).



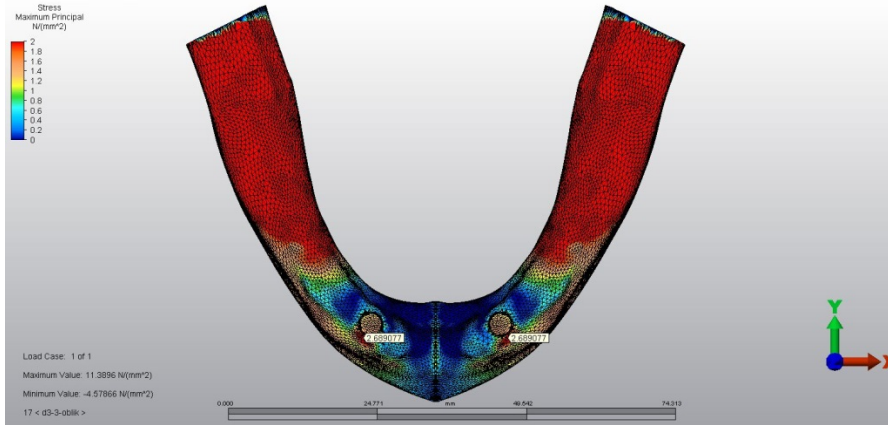
Şekil 4.79. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



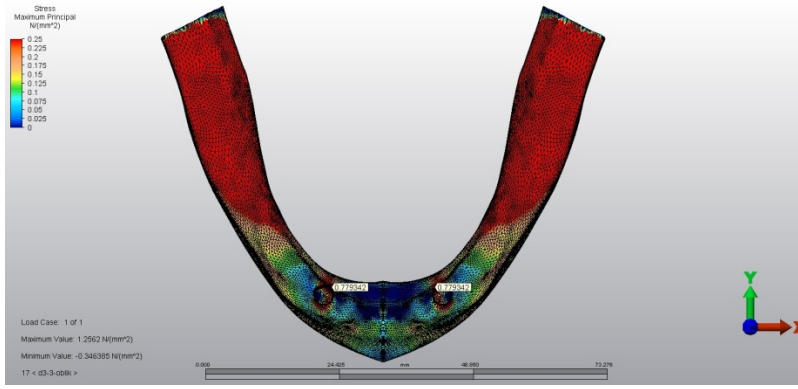
Şekil 4.80. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 2,68 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-81). Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,77 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-82). Kemikteki maksimum gerilme ise 11,38 MPa olmuştur.



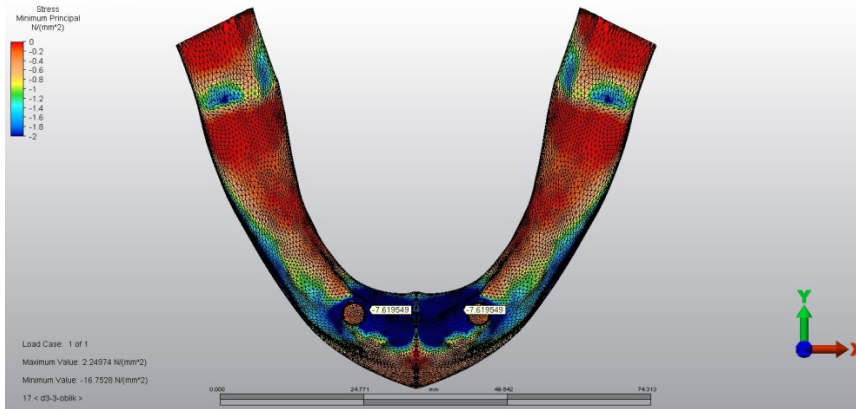
Şekil 4.81. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



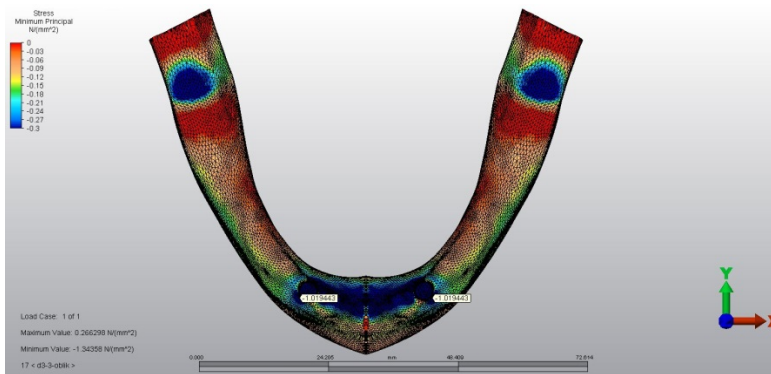
Şekil 4.82. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -7,61 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-83). Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -1,01 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-84). Kemikteki maksimum gerilme ise -16,75 MPa olmuştur.



Şekil 4.83. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi



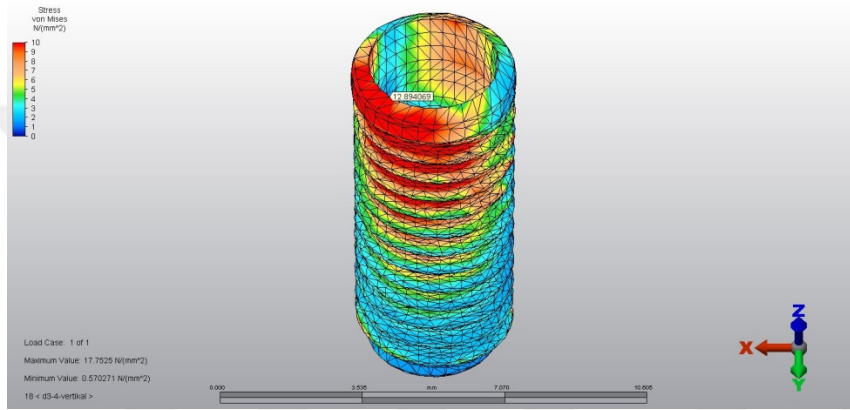
Şekil 4.84. Model 8 de oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

4.3.3. D3 kemikte 1.premolar(4.diş) bölgelerine yerleştirilen implantlarda elde edilen bulgular (Model 9)

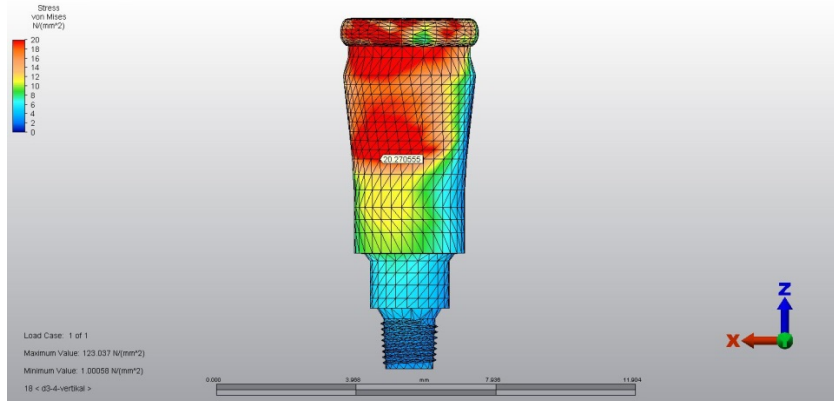
4.3.3.1. Model 9'da Vertikal Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 12,89 MPa (Şekil 4-85), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 20,27 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-86).



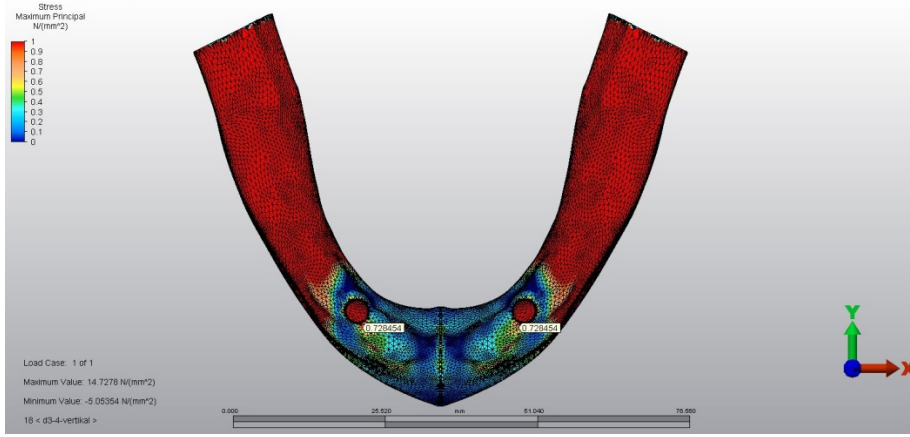
Şekil 4.85. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



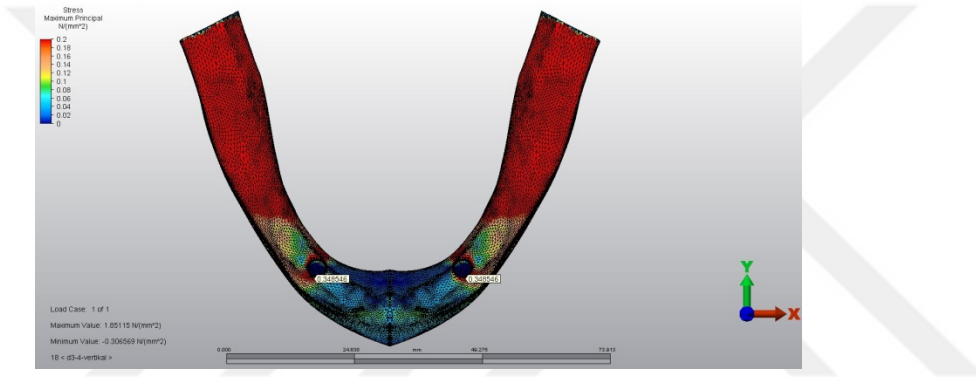
Şekil 4.86. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Dikey kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 0,72 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-87). Trabeküler kemikte ise implantların bukkal boyun bölgesinde 0,34 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-88). Kemikteki maksimum gerilme ise 14,72 MPa olmuştur.



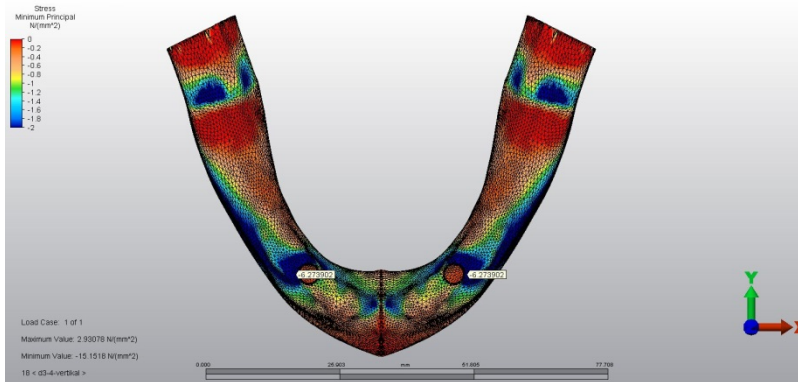
Şekil 4.87. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



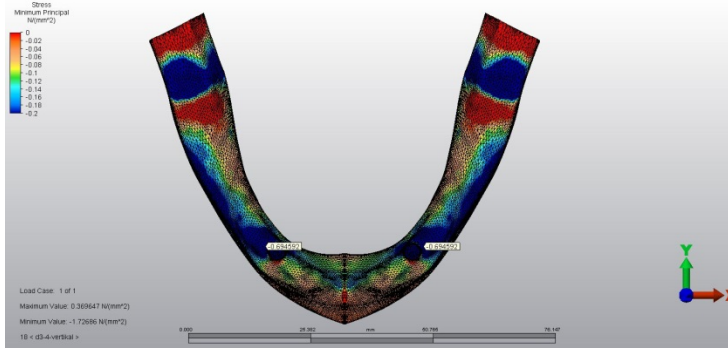
Şekil 4.88. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların distal boyun bölgesinde -6,27 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-89). Trabeküler kemikte ise implantlarının distal boyun bölgesinde -0,69 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-90). Kemikteki maksimum gerilme ise -15,15 MPa olmuştur.



Şekil 4.89. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

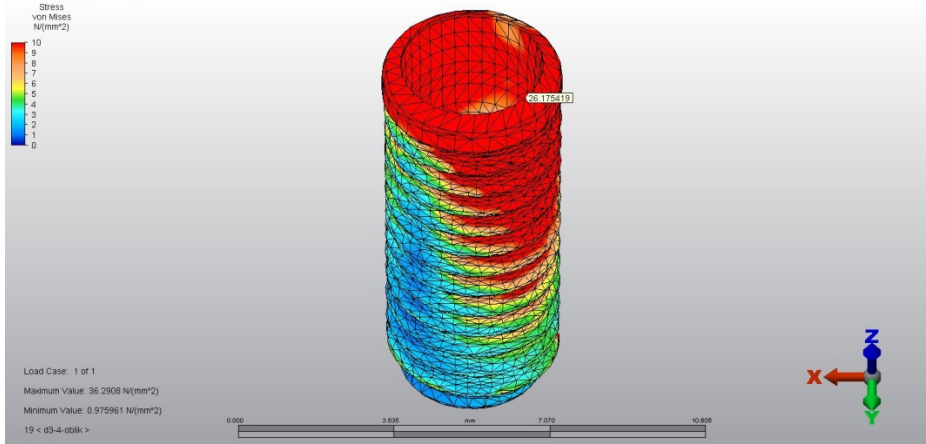


Şekil 4.90. Model 9 da vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

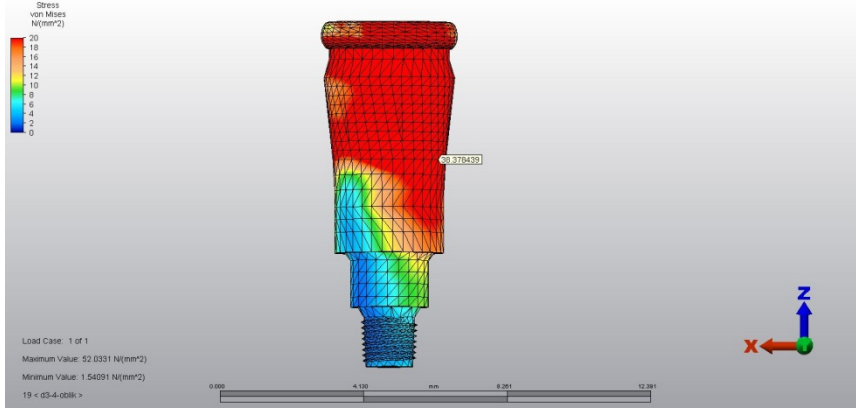
4.3.3.2. Model 9'da Oblik Kuvvet Uygulandığında Elde Edilen Değerlerin Analizi

İmplantların ve Locator Tutucuların Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerlerine Ait Bulgular

İmplantta boyun bölgesinde 26,17 MPa (Şekil 4-91), locator tutucuda implantın temas yüzeyinde ise 38,37 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-92).



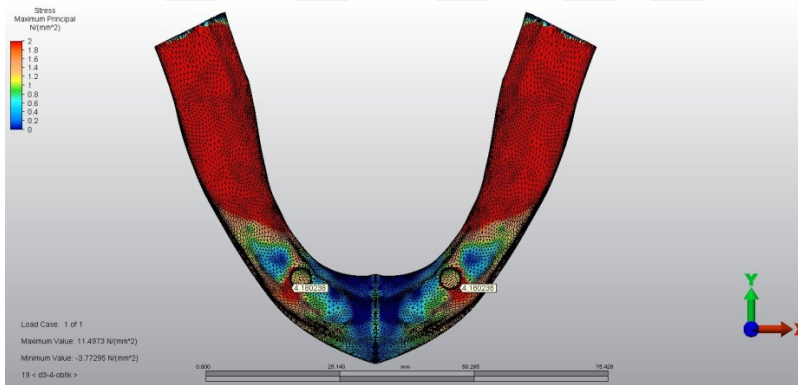
Şekil 4.91. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında implanttaki von mises gerilmesi



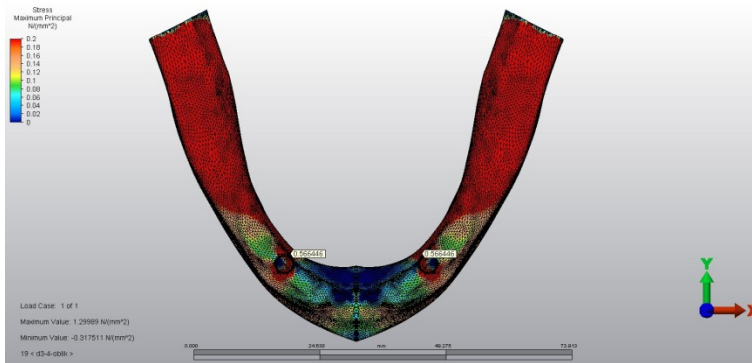
Şekil 4.92. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında tutucu üzerindeki von mises gerilmesi

Çekme Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikteki maksimum çekme gerilmesi değeri implantların bukkal boyun bölgesinde 4,18 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 4-93). Trabeküler kemikte ise implantların lingual boyun bölgesinde 0,56 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-94). Kemikteki maksimum gerilme ise 11,49 MPa olmuştur.



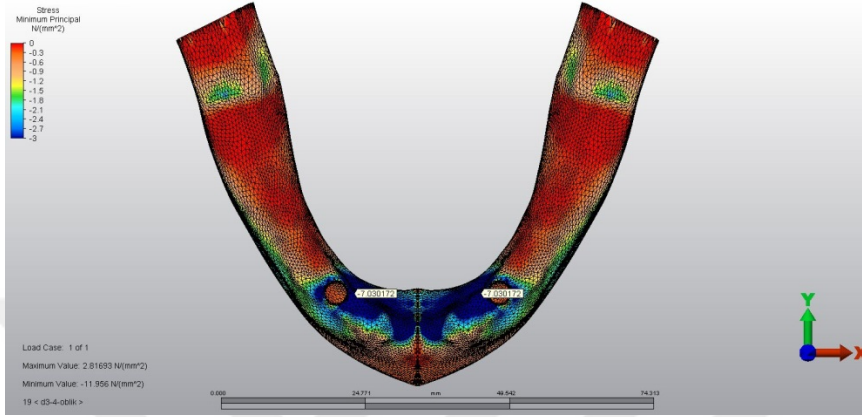
Şekil 4.93. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme gerilmesi



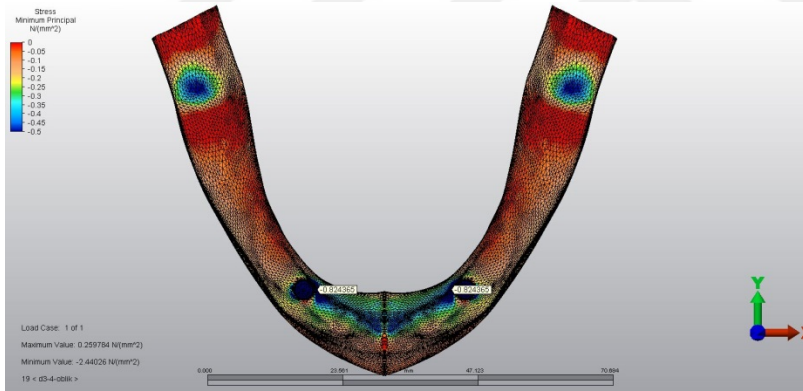
Şekil 4.94. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki çekme gerilmesi

Basma Gerilmesi Değerlerine Ait Bulgular

Kortikal kemikteki maksimum basma gerilmesi değeri implantların mezial boyun bölgesinde -7,03 MPa değerinde elde edilmiştir (Şekil 4-95). Trabeküler kemikte ise implantlarının mezial boyun bölgesinde -0,82 MPa olarak bulunmuştur (Şekil 4-96).

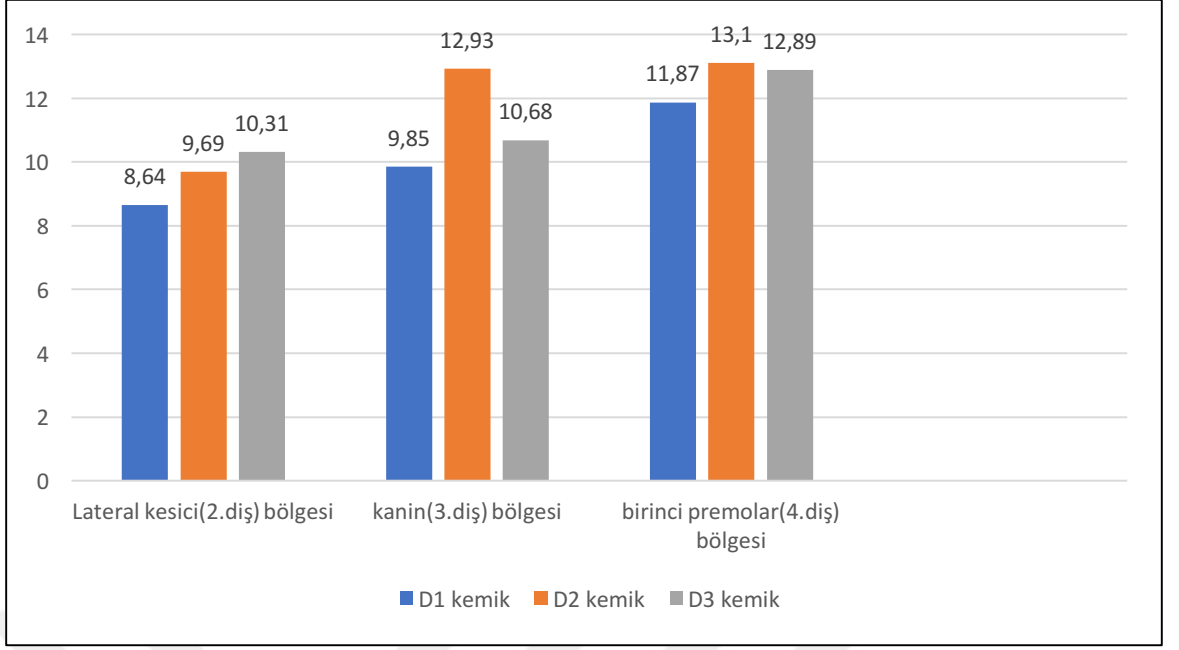


Şekil 4.95. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki basma gerilmesi

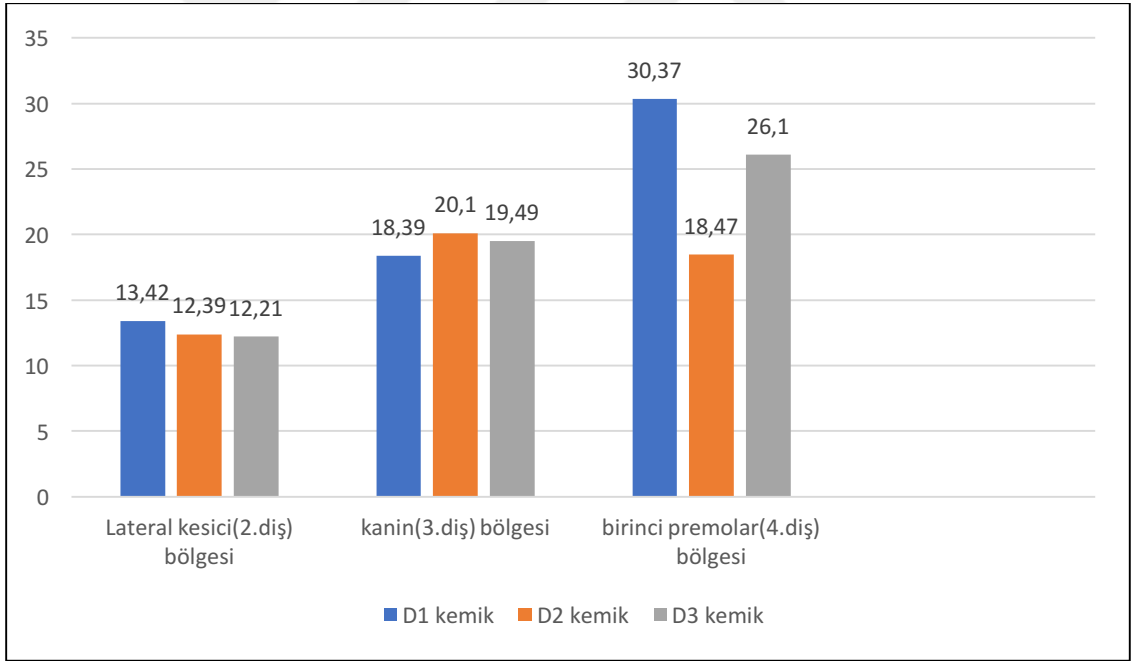


Şekil 4.96. Model 9 da oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikteki basma gerilmesi

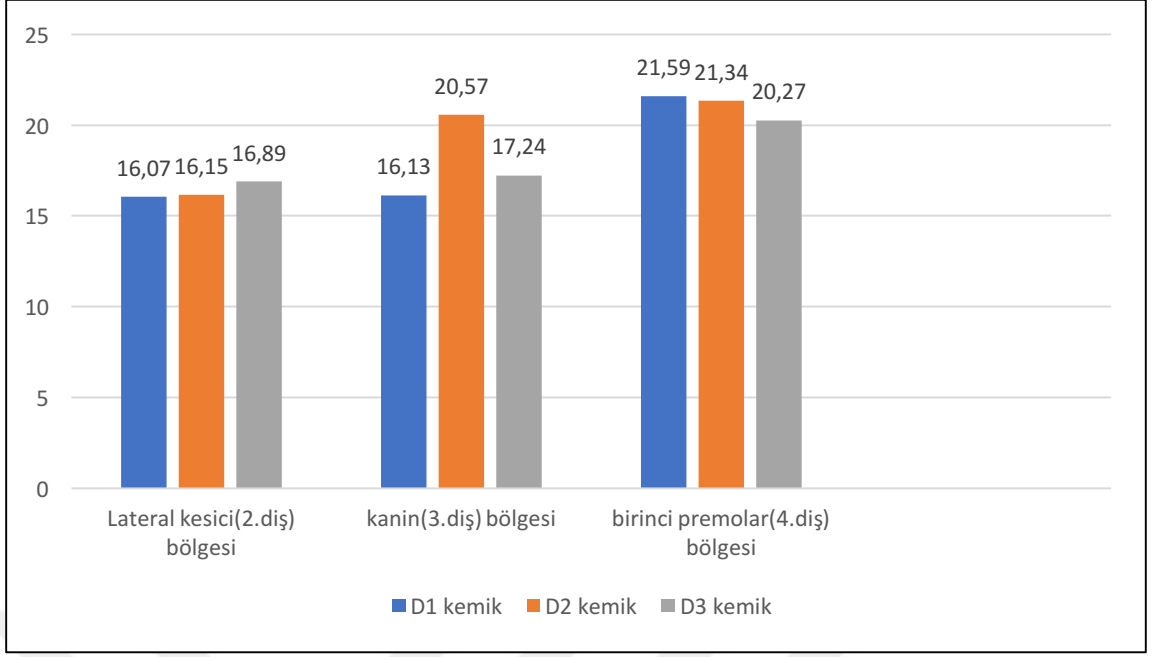
Çıkan bu sonuçları daha rahat değerlendirmek için tüm değişkenleri içeren tablolar aşağıdaki gibi oluşmuştur:



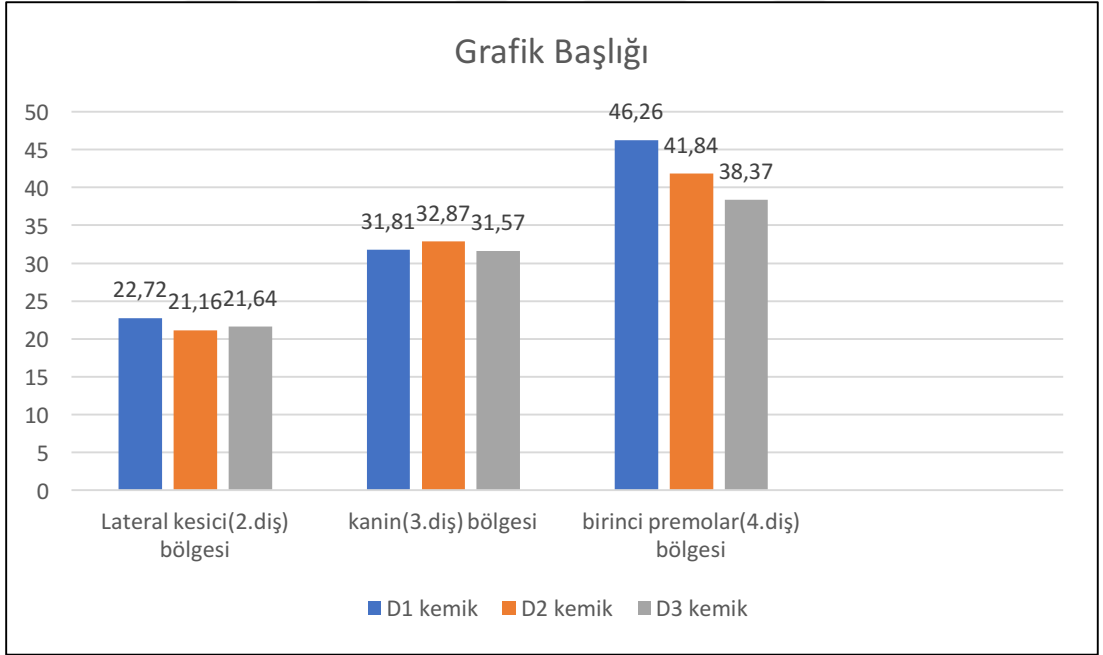
Şekil 4.97. İmplantlar üzerine vertikal kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri



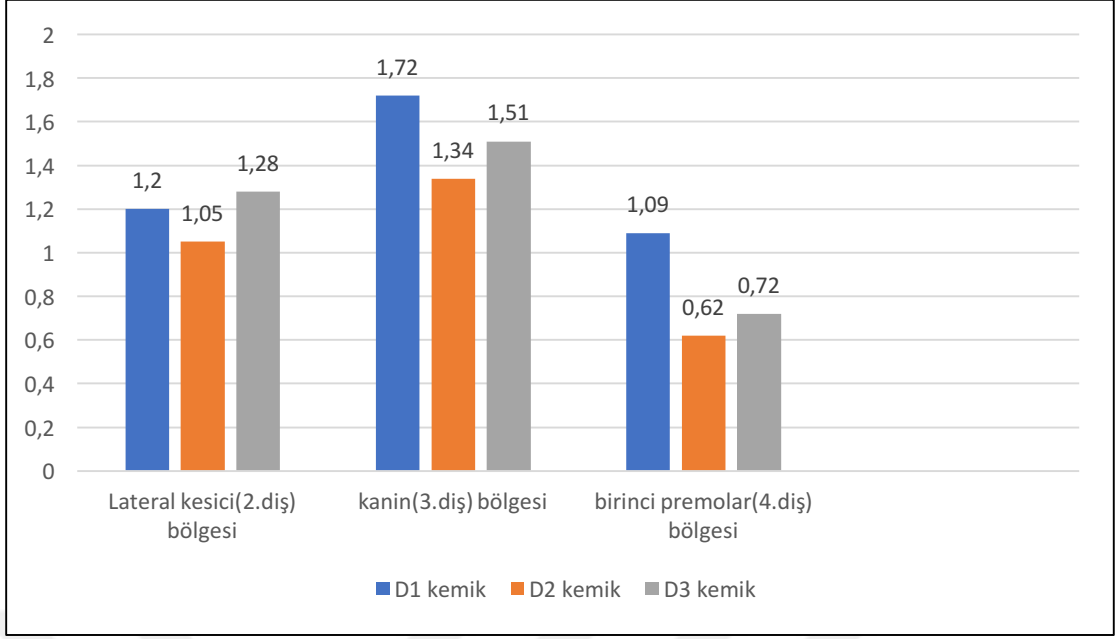
Şekil 4.98. İmplantlar üzerine oblik Kuvvet Uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri



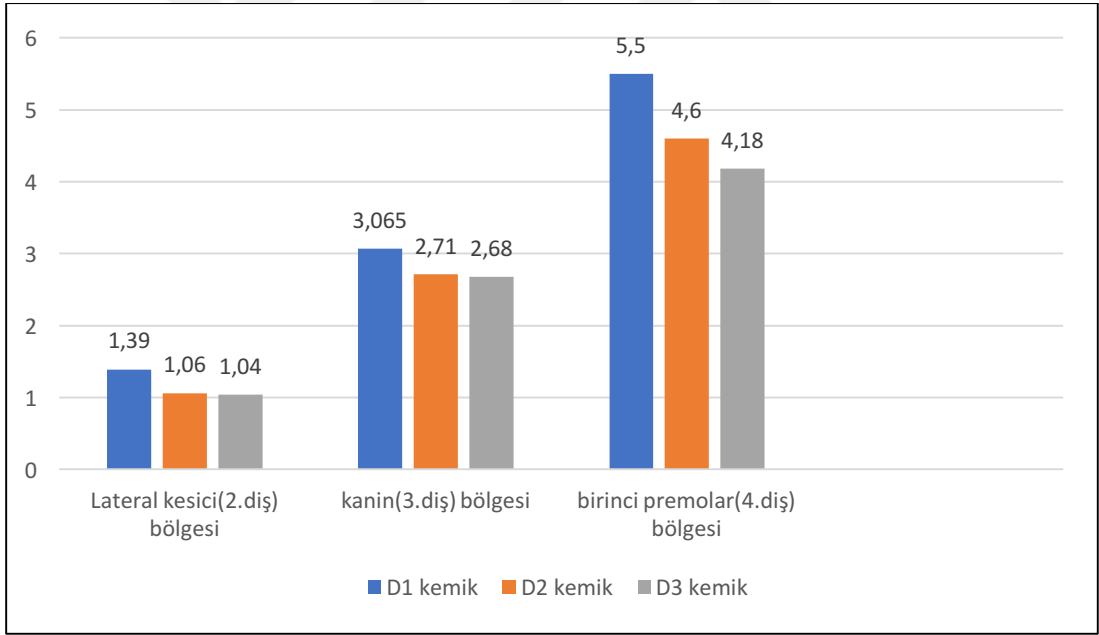
Şekil 4.99. Locator tutucu üzerine vertikal kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri



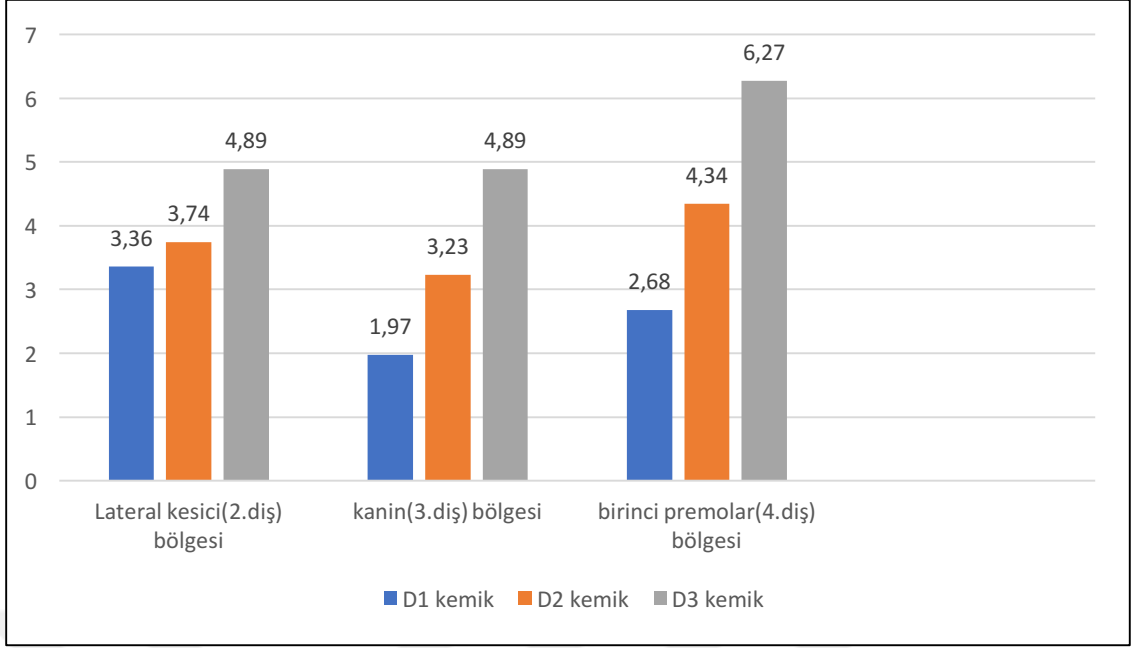
Şekil 4.100. Locator tutucu üzerine oblik kuvvet uygulandığında oluşan von mises gerilme kuvvetleri



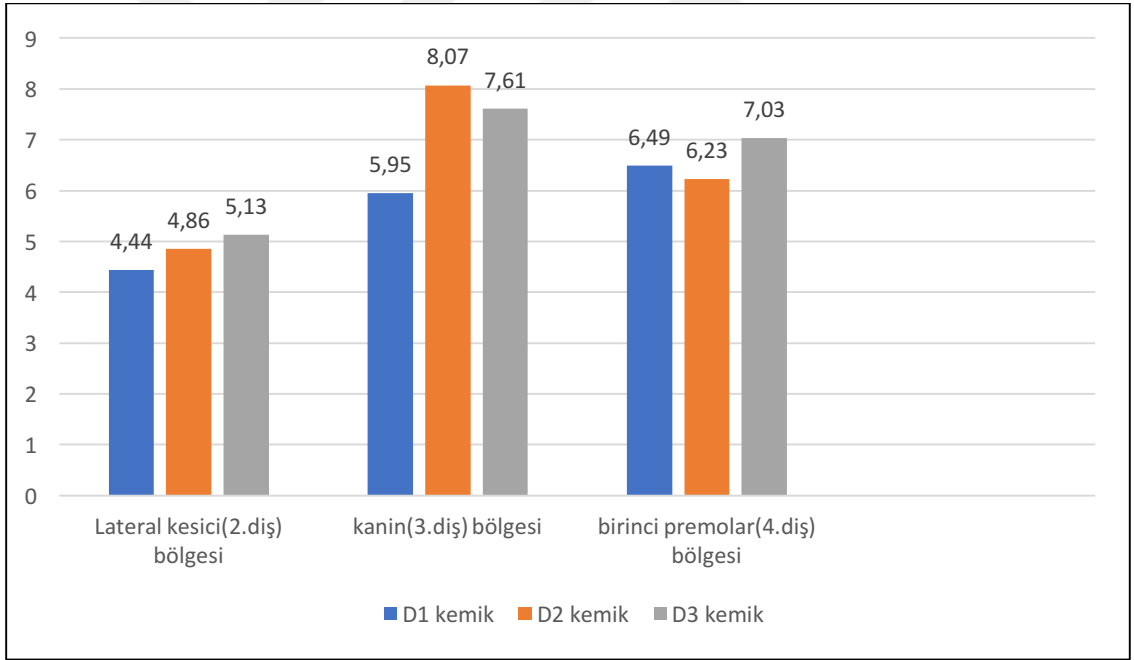
Şekil 4.101. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



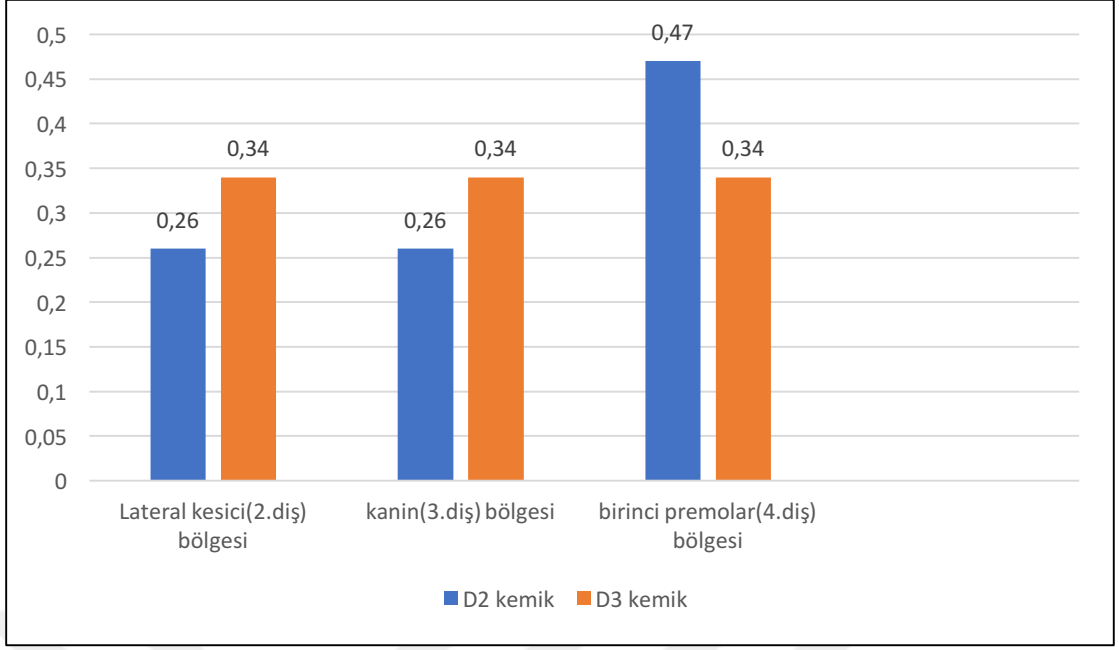
Şekil 4.102. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



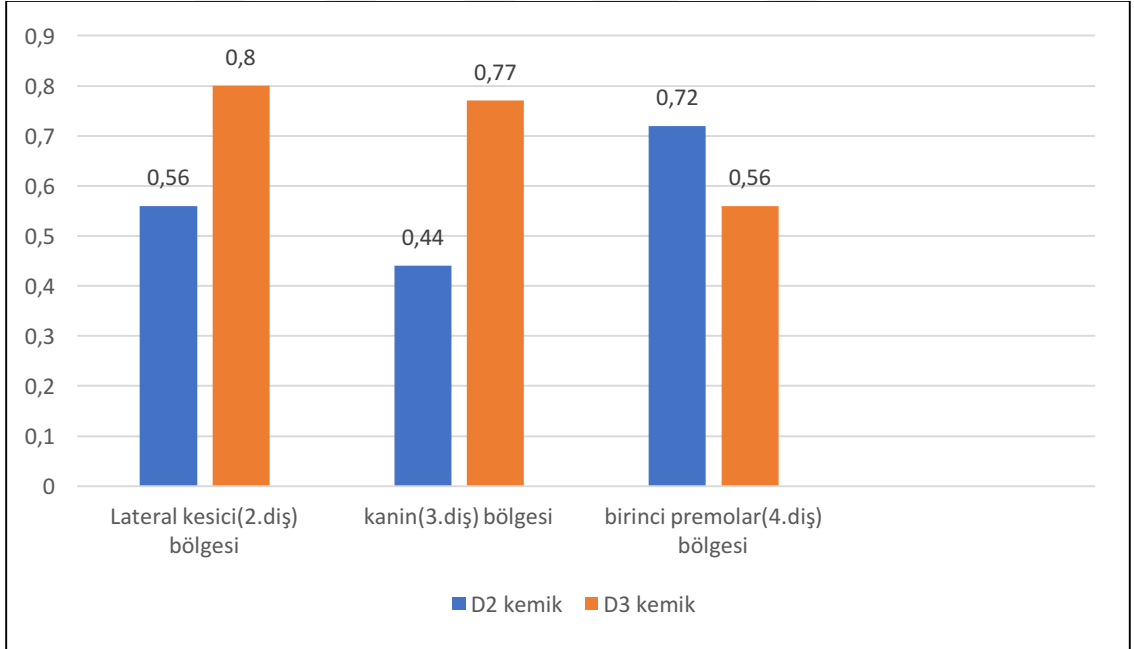
Şekil 4.103. Vertikal kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)



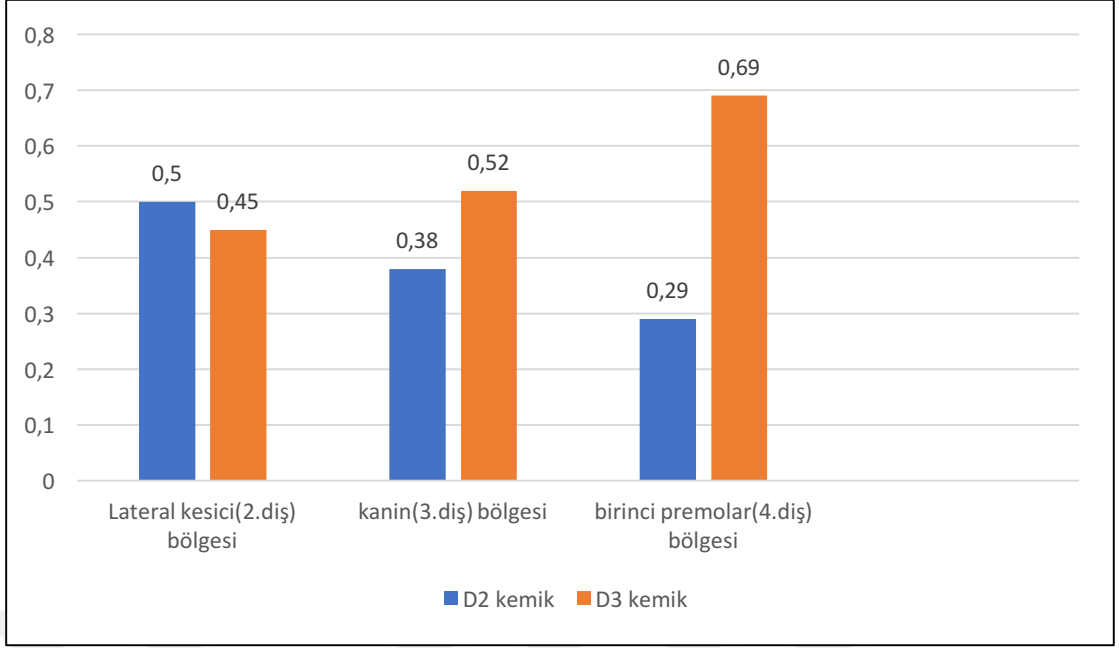
Şekil 4.104. Oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)



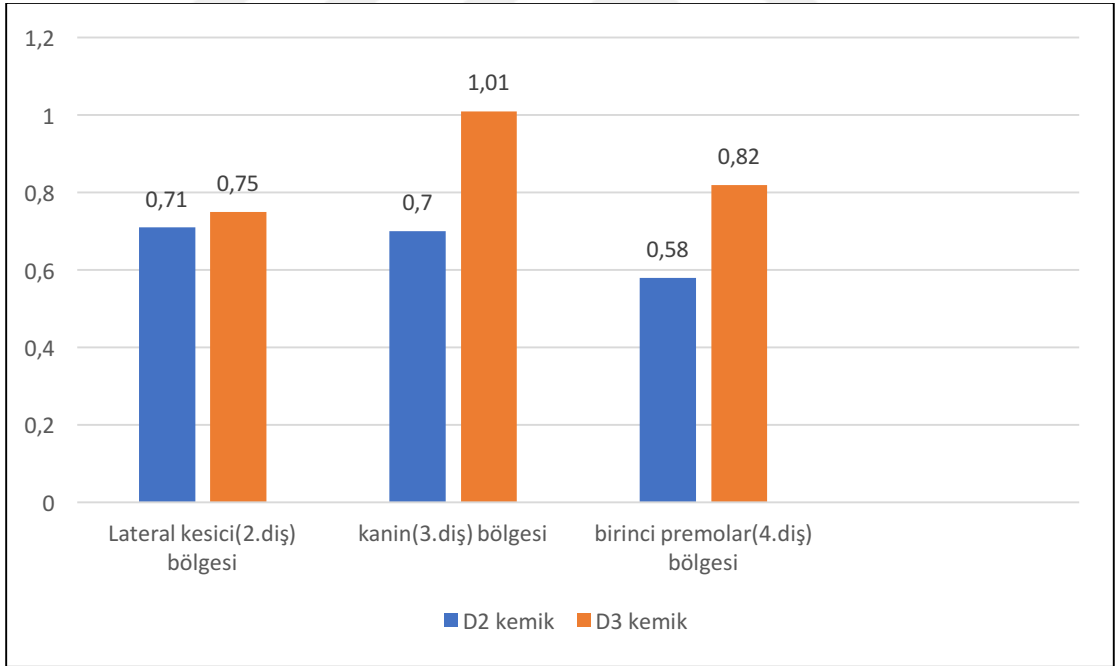
Şekil 4.105. Vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



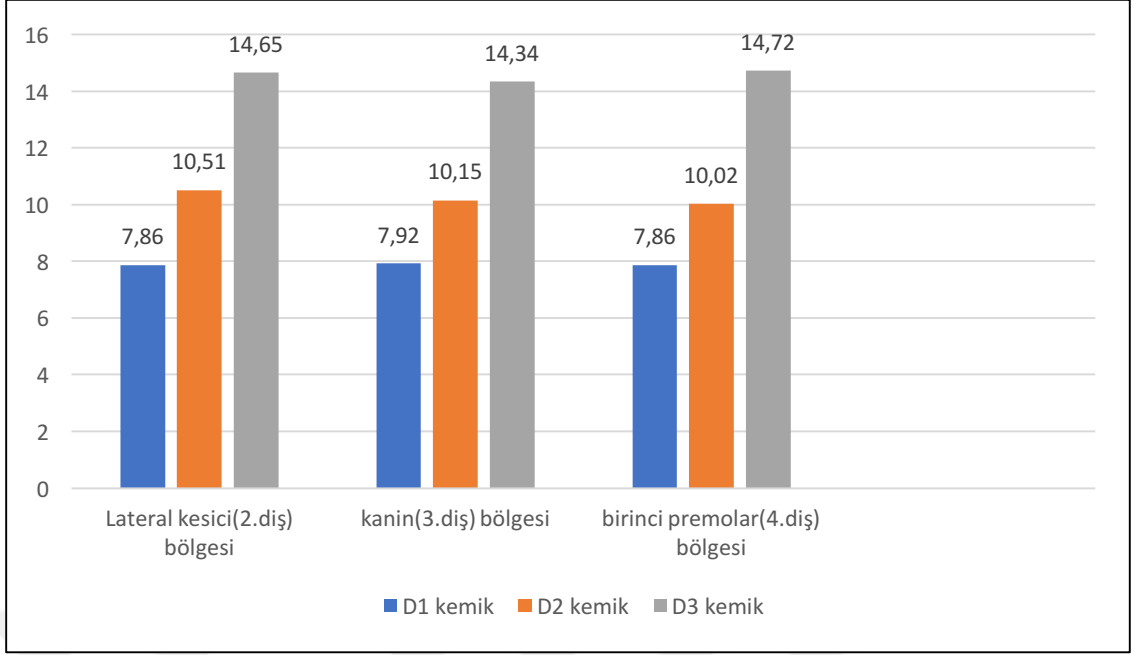
Şekil 4.106. Oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



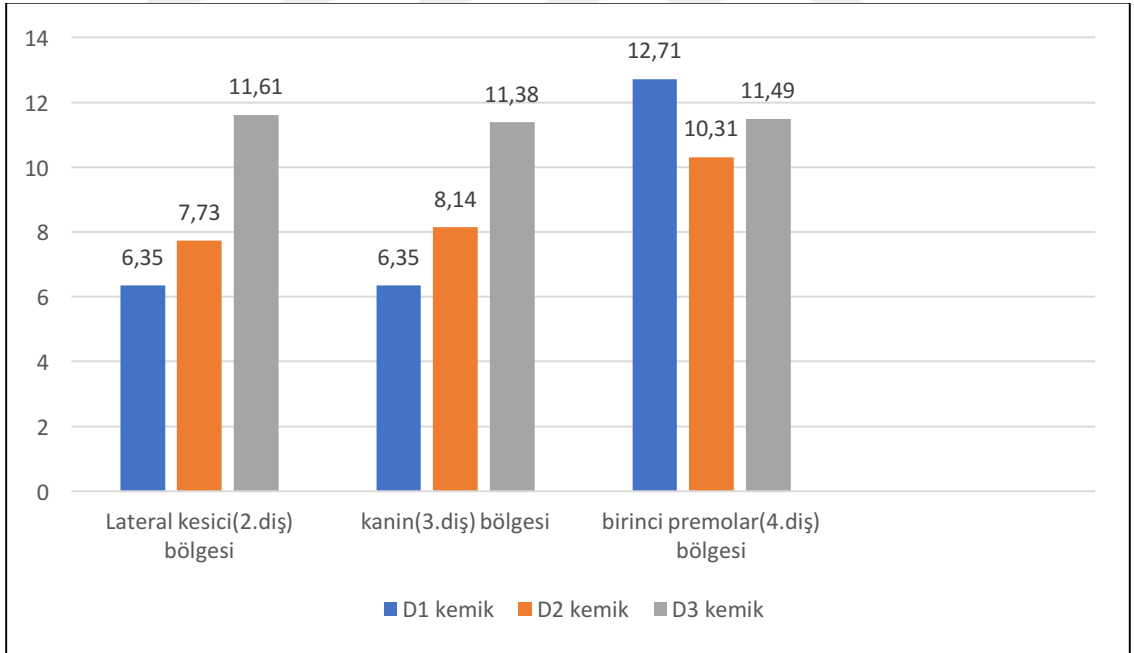
Şekil 4.107. Vertikal kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)



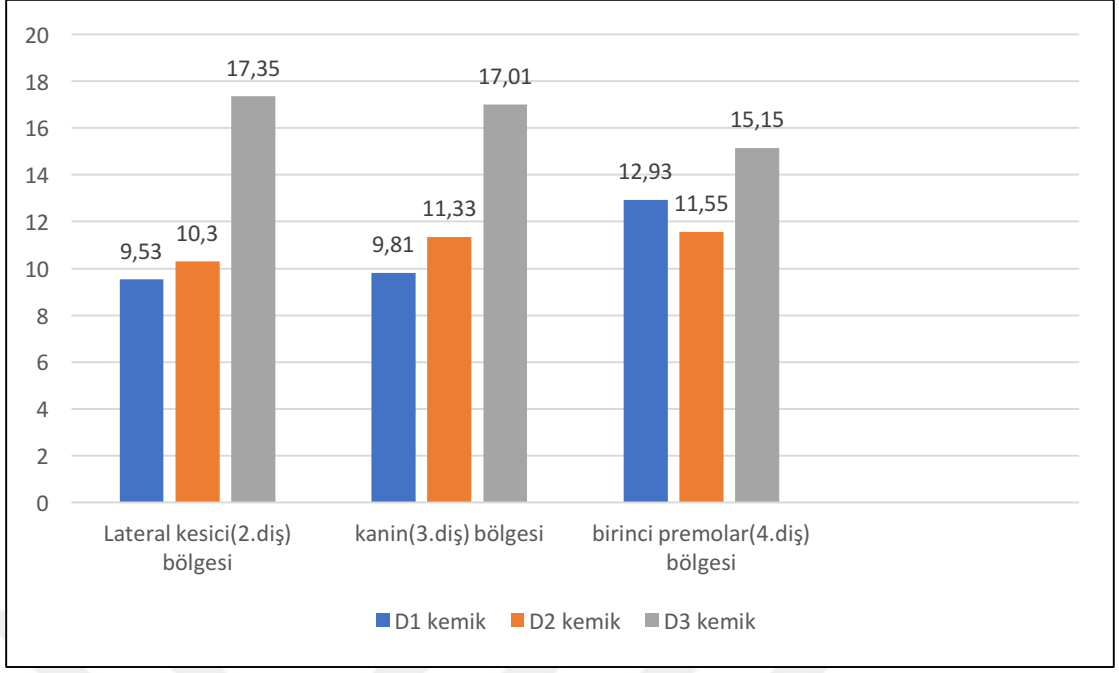
Şekil 4.108. Oblik kuvvet uygulandığında trabeküler kemikte oluşan basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)



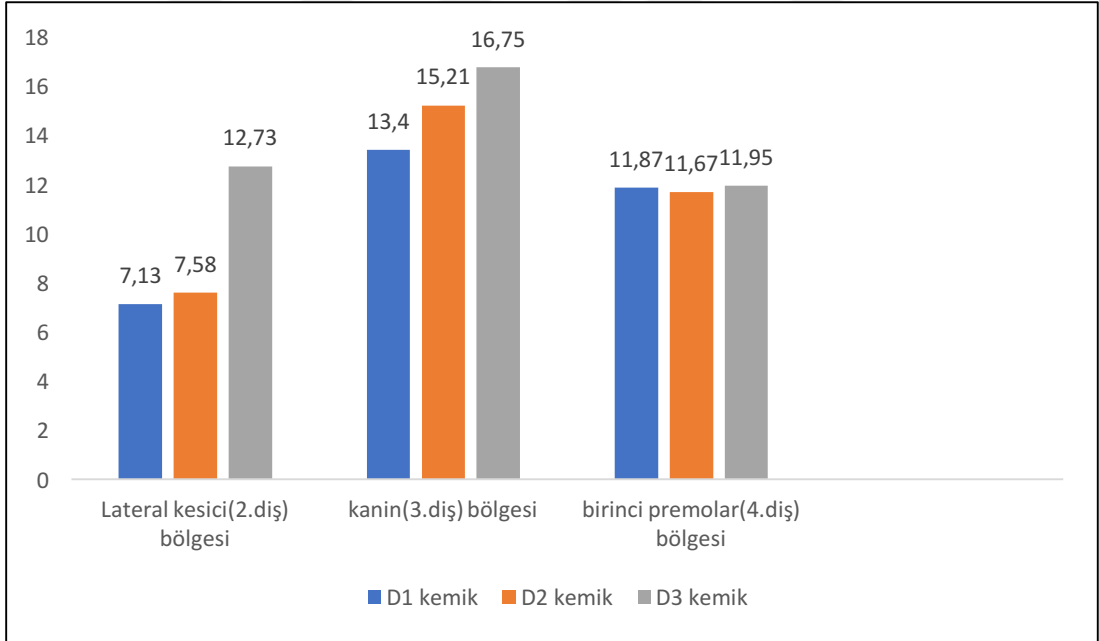
Şekil 4.109. Vertikal kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



Şekil 4.110. Oblik kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmeleri (Maksimum Asal Gerilme)



Şekil 4.111. Vertikal kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)



Şekil 4.112. Oblik kuvvet uygulandığında kemikte oluşan en yüksek basma gerilmeleri (Minimum Asal Gerilme)

5. TARTIŞMA

Parsiyel ve tam dişsiz hastalarda başarılı bir tedavi alternatifi olarak dental implantlar kullanılmaktadır. Özellikle atrofik dişsiz çenelerin rehabilite edilmesinde hastaların memnuniyetlerini ve çiğneme etkinliklerini artırmak için çene kemiklerine yerleştirilen implantlar kullanılarak protezin tutuculuğunu ve stabilitesi arttırılmak amacıyla çalışılmaktadır (Assunçao 2008).

Tedavi planlamasının en zor aşaması ise hastanın tedavisi sırasında protezin desteklenmesi için uygulanacak olan implant sayısına karar vermektir. Özellikle dişsiz bölgeler arttıkça implant sayısının belirlenmesinde soru işaretleri de artar. Total dişsizlik durumlarında çok sayıda implant kullanımı planlanmasına rağmen anatomik yetersizlikler ve fiyat performans oranı gibi etkenler implant sayısının düşürülmesine neden olur. Sabit protezlerde kritik durumdaki ve kritik sayıdaki bir implantın kaybedilmesinin tüm restorasyonun prognozunu değiştireceği için tedavi alternatifleri daha az riskli olacak şekilde önerilmelidir (Taylor 2000).

Mandibular tam dişsizlik durumlarında osseointegrasyonun tanımlandığı zamanlarda fazla miktarda implantla desteklenmiş hibrid protezlerin kullanılması önerilmesine rağmen (Branemark 1969), şimdilerde daha az sayıda implantın desteklediği hareketli protezlerin kullanımı yüksek başarı oranları ile devam etmektedir. 2002 yılında bu görüşler ışığında bildirilen McGill konsensusu (Meijer 1996) da mandibular tam dişsizliğin tedavisinde ilk seçeneğin en az iki implantla desteklenen hareketli protezler olması gerekliliğini savunarak az sayıda implant desteği ile yüksek başarı oranlarını desteklemiştir (Quiryinen 1991, van Steenberghe 2001).

1998 yılında Batenburg ve ark. yaptıkları literatür düzenlemesinde alt çene implant destekli hareketli protezlerde destek implant sayısının iki ile dört arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Alt çenelerinde ileri derecede kemik rezorpsiyonu bulunan hastaların protetik memnuniyetini artırmak için genellikle iki implanttan destek alınarak yapılan implant üstü hareketli protezin yeterliliğini bildirmişlerdir (Mau 2003). Dört implant kullanılması gereken durumları da şöyle sıralamışlardır (Sadowsky 2001):

- Kemiğin aşırı rezorpsiyonu dolayısıyla 10 mm boyundan kısa ve 3,5 mm çapından küçük implant gerekmesi durumunda,
- Üst çenesi tam veya parsiyel dişli hastalarda kuvvetin çene kemiğine homojen dağıtılması istendiğinde,

• Kronik mukoza ağrısı şikayeti sebebiyle mukoza desteğinin kullanılması istenmediğinde,

• Hastaların yüksek retansiyon beklentilerinin olduğu,

• Yüksek kas bağlantıları ve keskin mylohyoid kenarın var olduğu durumlar.

İki implant destekli hareketli protezler tutuculuk ve stabiliteyi arttırması, hastanın fonksiyon ve fonasyonunda iyileşme sağlaması, zaman kazancı ve ekonomik avantaj oluşturması, rezidüel kret kaybını önlemesi nedeniyle tercih edilmektedir. Bu tedavi alternatifinin başarı oranının %95'lerde olması günümüzde standart bir tedavi olarak kullanılmasını arttırır. Bizim çalışmamız da bu çalışmalar doğrultusunda iki implant kullanılarak yapılmıştır.

Overdentureları destekleyen implantlar interforaminal bölgede farklı lokalizasyonlara yerleştirilebilir (Merickse-Stern 1997, Tokuhisa 2003). Diş destekli overdenturelarda kaninler, doğal dişler arasında dayanıklılığı yüksek olduğu için destek diş olarak tercih edilmektedir. Bu nedenle klinisyenler implantları da genellikle kaninler bölgesine yerleştirirler. Misch (2005), kret rezorbsiyonun kaninlere kadar ulaştığı vakalarda ise implantların kaninlerin bir miktar medialine doğru yerleştirilmesinin de çeşitli avantajlar sağlayabileceğini bildirmiştir. Bu sayede protezin dönmesi ve oynaması azaltılarak ön bölgedeki rezorbsiyon yavaşlatılıp, hasta memnuniyeti arttırılacaktır. Fakat, literatürde kaninler dışında başka lokalizasyonların kullanılması yönünde yapılmış çalışma bulunmamaktadır. Biz de çalışmamızda interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafeyi değerlendirmek amacıyla implantları bir modelde kaninler hizasına, diğerinde kaninlerin distaline ve başka bir modelde ise kaninlerin medialine doğru yerleştirerek kuvvet dağılımına etkilerini inceledik.

İki tane implant ile desteklenen mandibular total protezlerin klinik başarıları, marjinal kemik değişiklikleri, protetik komplikasyonları ve hasta memnuniyetleri hakkında birçok yayın yapılmıştır. Yapılan klinik (Van Steenberghe 1990) ve deneysel (Hoshaw 1994) çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin kemik rezorpsiyonuna ve implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir. Ağızda oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel birçok kuvvet, implantların üst yapıları aracılığıyla implantlara, implant aracılığıyla ise çene kemiğine iletilmektedir.

Ağız içerisindeki biyomekanik kavramlar ve materyal özelliklerinin tam olarak anlaşılabilmesi, iyileşme dönemini herhangi bir komplikasyon olmadan geçirmesine rağmen protez uygulaması yapılan implantların başarısızlığına neden

olan en önemli etkidir (Menicucci 2002). İmplant-kemik ara yüzü ve çene kemiği değişken yapılardır. Yerleştirilen implant ve üst yapıların ağız içinde farklı biyomekanik ve fizyolojik etkilere maruz kalmasından dolayı oluşan değişimlerin implant uygulamalarındaki başarıyı olumsuz etkileyebildiği bildirilmektedir (Lavelle 1993). Günümüzde bu alanda yapılan birçok çalışma biyomekanik kavramlar üzerinde yoğunlaşmıştır ancak implant çevresindeki kemikte oluşan gerilmelerin nitelik ve niceliğini biyomekanik açıdan açıklayabilen klinik çalışma bulunmamaktadır (Cehreli 2004). Çünkü çene kemiğindeki fizyolojik gerilme sınırı in vivo çalışmalar ile ölçülememektedir. Bunun yanında uygulanan kuvvetlerin yön ve büyüklüğü, kemik yoğunluğu, üst yapının pasif uyumu, protez tipi gibi biyomekanik faktörler ve bu faktörlerin etkileri, ağız ortamının izole edilmesi ve verilerin bilimsel olarak belirlenmesi oldukça güç olduğundan in vivo olarak ölçülememektedir. Bu sebeplerden dolayı farklı implant yerleşim alanlarına uygulanan kuvvetlerin implant ve implant çevresi dokularda ortaya çıkardığı biyomekanik etkiler, bizim çalışmamızda da olduğu gibi klinik durumla benzer sonuç vereceği düşünülen in vitro çalışmalar ile incelenmektedir.

Malzeme özellikleri bilinen bir yapıyı yük, basınç veya ısı gibi dış etkenlere maruz bırakılması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişiklikleri değerlendirmek amacıyla farklı yöntemler kullanılmaktadır (Geng 2001). Bu yöntemler; kırılğan vernik metodu, gerinim ölçme (strain gauge) metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu, lazer ışını ile analiz metodu (holografik interferometre), radyotelemetri ile analiz metodu, termografik analiz metodu ve sonlu elemanlar gerilme analizi (FEA) metodudur.

Kırılğan vernik metodunda sayısal değerler elde edilemez, fotoelastik gerilme analizi metodunda ise incelenecek olan modellerin yapıldığı materyalin özelliklerinin gerçeğe uygun değildir, gerinim ölçer metodunda da sadece ölçüm yapacak olan uçların yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi, lazer ışını, termografik ve radyotelemetri metodlarının uygulama güçlüğü gibi dezavantajlarının bulunmasından dolayı sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu diğer metotlara üstün hale gelmiştir (Cankaya 2005, DeVree 1983, İplikcioglu 2002). Yapılan birçok çalışmada implant biyomekaniğinde kullanılan gerilme analizi metodlarından üç boyutlu sonlu eleman analizi metodunun diğer yöntemlere üstünlüğü ve sonuçlarının in-vivo çalışmalarda elde edilenlerle yakın olduğu bulunmuştur (Akça 2002, Baiamonte 1996, Merickse-Stern 1992).

Birçok araştırmada gerilme değerlerinin incelenmesi açısından üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile in vitro strain gauge ve fotoelastik gerilme analizi yöntemleri karşılaştırılmıştır ve sonlu elemanlar analiz yönteminin doğruluğu gösterilmiştir (Akça 2002) Elde edilen sonuçlarda sayısal değerler diğer çalışmalara göre farklı bulunmuştur ve sonlu elemanlar analizi metoduyla gerilmenin hangi bölgede ne kadar oluşacağı konusuna da yanıt bulunabilmektedir.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunun tek başına kullanımı literatürde de kabul görmüştür. Kabul görölmesinin en önemli sebebi ise ağız dokuları ve sistemlerinin laboratuvar ortamında ağız ortamındaki gibi taklit edilebilme zorluğudur. Bilgisayar simölasyonlarda en büyük avantaj modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılabilmesidir. Simölasyonların yapılmasındaki güçlük ise sistemi oluşturan yapıların geometrilerinin karışıklığı ve var olan fiziki hafızaların özölleme işleminde yetersiz kalmasıdır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinin diğer analiz yöntemlerine göre avantajları şu şekilde sıralanabilir (DeVree 1983):

- Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Analitik ve deneysel metodlara göre daha hassas sonuçlar verebilmesi,
- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
- Birkaç malzemenin birleştiği cisimlerde yüzeyler arasındaki temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,
- Gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin ve dağılımlarının oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi,
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi,
- Analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.

FEA metodunu çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullandık çünkü üst yapı, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonlarının ve sayısal değerlerinin hesaplanması, malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle kemik, implantlar ve protezin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simölasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır.

Bu yöntemle vertikal ve transversal çiğneme basınçlarından oluşan aksiyal kuvvetler, kemik ve implantlarda oluşan kırılma momentleri hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir. İmplantlardaki başarı ve başarısızlık, gerilmelerin çevre kemiğe aktarılma biçimine bağlıdır. İmplantlardan çevre dokulara yük geçişi yapılan yüklemenin tipine, kemik ile implant ara yüzeyine, implantların çapına ve uzunluğuna, implantın yüzey şekline, protezin tipine, implantı çevreleyen kemik kalitesine ve miktarına bağlıdır. Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi, implantlar çevresinde bulunan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme dağılımlarını öngörülmesiyle araştırmalara olanak vermektedir. Bu sayede bölgedeki kemiğin mevcut özelliklerine en uygun implant şekil, boyut, dizayn ve pozisyonlarının seçimi mümkün olur (Geng 2001, Akça 2002, Holmgren 1998).

Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yapılan ilk çalışmalarda modeller iki boyutlu olarak hazırlanmaktaydı. Fakat sonlu elemanlar analizi hakkında bilgilerin artması ile iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yönteminin normal gerilme dağılımını detayları ile yansıtamadığı düşünülmeye başlanmıştır ve literatürde iki boyutlu yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin, kemikte üçüncü boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımının gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir (Menicucci 1998). İsmail ve arkadaşları (1990) blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırmışlardır ve çalışmaları sonucunda iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığını sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir (Çankaya 2005). Meijer ve arkadaşları (1993), mandibula üzerinde yaptıkları çalışmaların sonuçlarına dayanarak iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde, modellerin hazırlanması ve hesaplanması açısından zaman kazanıldığını, fakat daha detaylı sonuçlar için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Üç boyutlu modellerle yapılan çalışmalarda gerek mevcut geometriye gerekse yükleme sonuçları daha gerçekçi sonuçlar vermektedir. Çalışmamız da bu nedenle implant etrafında meydana gelen gerilme, yer değiştirme ve şekil değiştirme değerlerini hesaplamak amacıyla üç boyutlu sonlu elemanlar analiz metodu tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz yönteminde çalışmaya başlamadan yapılması gereken ilk şey geometrik modelin hazırlanmasıdır. Daha önce yapılan üç boyutlu FEA çalışmalarında mandibular kemik dikdörtgen prizma formunda simüle edilmiştir. Günümüzde ise çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapıların geometrisi üç farklı yöntem ile oluşturulabilir. Bunlar;

- Modelin geometrisi özel programlar ile çizilebilir.
- Analiz edilecek cisim dijital olarak taranabilir.
- Bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler sonlu elemanlar analizi programına aktarılabilir.

Günümüzde sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılan çalışmalarda çene kemiği şekil ve boyutlarına en yakın modelinin hazırlanabilmesi için CT görüntüleri sıklıkla kullanılmaktadır (Caglar 2006). Bu yöntem anatomik yapıları birebir olarak simüle edebildiğinden klinik koşulları daha doğru olarak yansıttığı düşünülmektedir. Fakat bu çalışmanın dezavantajı ağız içinde değişkenlik gösterebilen yapıların analiz sırasında sabit olarak kabul edilmesidir. Sonlu elemanlar gerilme analizi ile yapılan tüm çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda kullandığımız matematik model de homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip olarak kabul edildi. Ancak bu özellikler doğal dokularda değişkenlik gösterebilmektedir. Örnek verilecek olursa bundan önce yapılan çalışmalarda mandibula kortikal kemiğin reelde transversal izotropik olduğu ve homojen olmadığı belirtilmiştir. Buna ilave olarak çalışmamızda kabul ettiğimiz implant ile kemik yüzeyi arasındaki %100'lük osteointegrasyon klinik olarak her zaman gerçekleşmemektedir. Bu yüzden bu tarz çalışmaların sonuçlarının klinik koşullara uyarlanmasında sonlu elemanlar gerilme analizi yönteminin tabiatından kaynaklanan eksikliklerin göz önünde bulundurulması gereklidir. Dental implantlar ve protetik üst yapıların modellenmesi ise dijital olarak taranarak elde edilebilir veya çeşitli bilgisayar programları kullanılarak gerçek boyutlarına uygun olarak çizilmektedir (Caglar 2006, Çankaya 2005, Sevimay 2005). Biz de çalışmamızda insan kadavrasından elde edilen alt çene kemiğinden tomografi alarak; dental implantlar, tutucu parçalar ve protezden ise dijital olarak tarayarak geometrik modelleri oluşturduk.

Araştırmamızda implant sistemi olarak kliniğimizde sıklıkla kullanılan, literatürde uzun süreli takip çalışmaları bulunan Straumann (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) implantları tercih edilmiştir. Alveol kavsi üzerine yerleştirilecek olan dental implantların boyutlarına klinik gözlemlerimizden ve firmanın önerilerinden yola çıkarak karar verilmiştir. Yerleştirilecek dental implantlar için 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) dental implantlar tercih edilmiştir.

Dental implantların makro dizaynı yani yivlerinin sayısı ve derinliği ile mikro dizaynı yani yüzey kaplamaları implant-kemik temasının artmasını sağlamaktadır.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan birçok çalışmada implantların yüzey özelliklerinin sonuçlar üzerinde pek fazla etkisi olmadığı düşünülerek implantlar daha basit geometrik şekiller olarak modellenmiştir (Himmlova 2004, Caglar 2006, Hsu 2007). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden çalışmamızda tüm mandibula ve protezler, implantlar, locator tutucular dahil bütün öğeler geometrik olarak gerçeğe uygun şekilde hazırlandı. Ayrıca implantlar yivli olarak modellenmiş ve bilgisayar analizlerinde de bu şekilde kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi ile geçmiş dönemde yapılan çalışmaları incelediğimizde modellemenin sadece implantların uygulanacağı bölge ile sınırlı olduğu görülmektedir (Akca 2001, Cankaya 2005, Meijer 1993). Sınırlı alana sahip modellemede modellerin desteklendiği bölgelerde gerilme değerlerinde aşırı artış olmaktadır. Bu da sonuçların hatalı yorumlanmasına sebep olabilir. Ayrıca modellerin mümkün olduğunca gerçeğe yakın hazırlanması daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bu nedenlerle çalışmamızda mandibulanın tamamı modellenmiştir.

Çalışmamızda modeller oluşturulurken cisimlerin boyutsal oranlarının gerçekçi olmasına ve sonuçları etkileyecek hataların oluşmamasına dikkat edilmiştir. Ancak üç boyutlu modelleme ve değişkenlerin çok oluşu modellerin sayısını ve düğüm ile eleman sayısını arttırmaktadır.

Bunun sonucunda eleman sayısı arttığı için analizler daha sağlıklı netice verir fakat, daha detaylı bir model oluşturmak için daha çok dikkat ve zaman harcamak gerekir. İki boyutlu modelleme yapan Yang ve ark 2597, Demirel 732 ve Şahin 853 eleman kullanmışlardır. Üç boyutlu modelleme yapan Van Zyl ve ark tek modelde 3400, İplikçioğlu ve Akça tek modelde 16026, Benzing ve ark oluşturdukları iki modelde takribi 12200 eleman kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda her biri yaklaşık 254795-301160 elemandan oluşan dokuz farklı model kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analiz metodunda değerler mevcut elemanların üst yüzeyinde bulunan düğüm noktalarından ya da mevcut elemanın bütün düğüm noktalarından okunabilir. Yalnızca yüzeydeki düğüm noktalarından okunan değerler ile birbirine oldukça benzer sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapı gibi karmaşık yapıya sahip modellerde sadece üst yüzeydeki değerleri okumak sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Bu sebeplerden ötürü tetrahedron yapısındaki elemanların üçüncü boyuttaki etkin

kuvvetleri değerlendirmek amacıyla çalışmamızda sonuçlar hesaplanırken bir eleman üzerindeki bütün düğüm noktalarından ölçülen değerlerin oralaması alınmıştır.

Verilen değerlerin canlı dokulara benzer olması sonuçların doğruluğu için önemlidir bu nedenle elastik modülü değerlerinde herhangi bir değişikliğin sonuçları etkileyeceği bildirilmiştir. Kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, titanyum parçalar (dental implantlar ve tutucu paalar) ve protez materyaline ait elastiklik modülü ve Poisson oranı için kabul edilmiş genel değerler bulunmamaktadır.

Bizim alışmamızda da kullanılan bu materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda kullanılan ve materyal metod kısmında belirtilen elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır (Daas 2008, Eskitascıoğlu 2004).

Doğadaki hiçbir malzeme %100 homojen ve izotropik değildir. Organik maddelerin de canlı sistemler içinde homojen ve izotropik olması beklenmemelidir. Bütün organizmaların herhangi bir dokusunun iç yapısı ve izotropisi birçok etkenle değişebilmektedir. Böyle bir durumda da kullandığımız malzemenin homojen ve izotropik olduğu düşünerek ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir. Çalışmamızda kullandığımız modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak değerlendirilmiştir.

İmplantların boyları, çapları ve yüzey özellikleriyle beraber kemiğin yapısı ve özellikleri gibi birçok faktör implant-kemik arayüzünü etkilemektedir. Fakat sonlu elemanlar analizi çalışmalarında osseointegrasyonun miktarının ve hangi bölgelerde gerçekleştiği tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır. Çünkü implant çevresinde iki tip temas vardır bunlar, kemik-implant ve fibröz doku-implant olmak üzere iki tiptir. Sonlu elemanlar gerilme analizinde fibröz kapsül hiçbir zaman modellenmez çünkü fibröz kapsülün mevcudiyeti başarısızlık olarak nitelendirilir. Bu nedenle diğer çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızda da implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiş eve buna göre kemik-implant arayüzü modellenmiştir (Cankaya 2005, Himmlova 2004, İplikcioglu 2002, Sevimay 2005). Bu durumda gerilmelerin alveol kretinde yoğunlaşması sonucunuzla karşılaşılabilir. Kemik- implant temas yüzey alanının %32 azaltılmasının kortikal ve trabeküler kemikte daha üniform gerilme ortaya çıkardığını söyleyen çalışmalarla birlikte (Jokstad 2008), farklı temas yüzdelerine rağmen gerilmelerin özellikle kortikal kemikte yoğunlaştığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Akagawa 2003).

Sonlu elemanlar analizinin en önemli dezavantajı yapılan çalışma sonuçlarının sadece seçilen model için geçerli olmasıdır. Analiz öncesinde dental implantların boyutları kortikal kemik kalınlığı, trabeküler kemik yoğunluğu, osseointegrasyon miktarı gibi farklılık gösterebilen veriler için ön kabuller yapıldıktan sonra analiz sırasında programa girilen verilerde değişiklik olursa sonuçların etkileneceği unutulmamalıdır.

Bir sisteme noktasal (tekil), alansal veya kütle kuvvetleri etki edebilir. Tekil kuvvetler seçilen eleman veya düğüme belirlenen açı ile uygulanan kuvvetlerdir, kütle kuvvetleri ise cismin ağırlık merkezinden uygulanan kuvvetlerdir. Çene modeli üzerinde bu tarz yükleme şekilleri mümkün değildir. Araştırmamızda klinik olarak oklüzal yüklerin iletilmesi dikkate alınarak noktasal yükleme tercih edilmiştir.

İmplant destekli hareketli protezlerde ısırma kuvvetinin ortalama 100N olduğu söylenmekte (Duyck 1999), bizim çalışmamızda da olduğu gibi 100 N statik baskı kuvvetinin uygulandığı çalışmalar bulunmaktadır (Akca 2007). Çalışmamızda kuvvetlerin daha konsantre iletimini sağlamak, üst çene üzerinden yükleme yapıldığında oluşacak moment kolunun uygulanan kuvvetin miktarını etkilemesini engellemek, sistemde oluşabilecek dengesizlikleri elimine etmek ve analizde benzer şartları sağlayabilmek amacıyla üst çene modellenmemiştir (Al-Sukhun 2007).

Meijer ve ark yaptıkları sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında alt çenenin deformasyonunun oluşan gerilme miktarında etkili olduğunu, alt çene deformasyonu dikkate alınmaz ise analizlerin eksik olacağını belirtmişlerdir (Meijer 1992). Bu yüzden çalışmamızda, sınır koşullarını mandibulanın retromolar kabartısının bitim yerindeki kortikal ve trabeküler kemiğin kesim yerinden sabitleyerek hareketsiz kabul edip ve mandibulanın deformasyonuna izin verecek şekilde belirledik.

Sonlu eleman analizinde sonuçların yükleme konumundan, sınır koşullarından ve malzeme özelliklerinden etkilendiği bilinmektedir (Holmes 1997). Mandibuladaki deformasyon miktarının gerilme miktarında etkili olduğu ve sınır koşullarının mandibuladaki deformasyonu dikkate alınarak belirlenmesi gerektiği söylenmektedir (Meijer 1996). Çalışmamızda sınır koşulları mandibuladaki deformasyonunu engellemeyecek şekilde çiğneme kaslarının bağlantı noktalarından modelin sabitlenmesiyle oluşturuldu.

Çalışmamızda kemik içerisindeki gerilme değerlerinin analizinde asal gerilmeler, titanyum implant içerisinde oluşan gerilme değerlerinin analizinde Von-Mises gerilmeler kullanılmıştır.

Posterior bölgeye ball ataşman bulunan kısa implant yerleştirilmesini öneren yeni bir sistem, alt çene interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda kanatlı sabit-hareketli protezlerin distalinde meydana gelen gerilmeleri ortadan kaldırmak amacıyla Lewinstein ve arkadaşları tarafından 1995'te ortaya çıkmıştır. Bu sistemin distal bölgeye gelen kuvvetleri karşılayarak, dönme momentlerine engel olacağı görüşü araştırmacılar tarafından ileri sürülmüştür. Bu yeni sistemin iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendiği çalışmada, distal bölgeye yerleştirilen kısa implantların mevcut uygulamalara göre üst yapılara ve çevre kemiğe gelen gerilmeleri ciddi oranda düşürdüğü bulunmuştur (Lewinstein 1995). Bizim çalışmamızda da implantlardan uzak bölgelerde kemikte gerilmeler saptanmasına rağmen bu konuda yeterli bilgi elde edilememiştir.

Çalışmalarda kemikteki gerilmelerin daha çok implantın boyun bölümüne komşu olan kortikal kemikte olduğu söylenmiştir (Brosh 1998, Canay 1996, Clelland 1991, Himmlova 2004) ve bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar mevcut durumu desteklemektedir ve bulgularımızda apikale doğru gerilmelerin oldukça azaldığı görülmüştür. En yüksek gerilme değerlerinin boyun kısmında oluştuğunu ve apikale doğru gerilmelerin azaldığını belirten (Meijer 1996), çeşitli implant boy ve çağlarında gerilmelerin implantı boyun bölgesinde lokalize olduğunu belirten (Himmlova 2004) FEA çalışmaları mevcuttur.

Çalışmamızda elde ettiğimiz diğer bir sonuç ise kuvvetin uygulandığı yere uzak implantlarda, kortikal kemikte gerilmeler azalırken trabeküler kemikte her zaman aynı şekilde kalmadığıdır. Trabeküler kemikteki gerilmeler kortikal kemikten çok daha düşüktürler, bu da trabeküler kemikteki gerilmelerin diğer bölgelere dağılırarak implantların başarısını artırıcı etkisinin olduğunu düşündürmektedir.

Kemik rezorpsiyonunun en yoğun olduğu bölge klinik çalışmalarca implantın boyun bölgesi olarak tespit edilmiştir. Araştırmacılar rezorpsiyona neden olan etkenlerin anlaşılabilmesi amacıyla farklı hipotezler ortaya atmışlardır. Aşırı oklüzal kuvvetlerin varlığında kemik rezorpsiyonunun artacağı yapılan hayvan çalışmaları ve klinik çalışmalar sonucunda görülmüştür ve sonuç olarak implant kayıplarının oluşabileceği belirtilmiştir (Block 1996).

İmplantın osseointegrasyonunun ve uzun dönem başarısının boyun bölgesindeki krestal kemik seviyesini korumaya bağlı olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir. Biyolojik olarak uyumlu ve oklüzal kuvvetleri dengeli bir şekilde kemiğe iletebilecek uygun materyal seçildiği koşullarda krestal kemiğin korunduğu gözlenmiştir (Misch 2005). Yapılan çalışmalarda rehber alınarak çalışmamızda oklüzal kuvvetler ve yüzeyler belirlenmiştir. Çalışma esnasında ağızda oluşan oklüzal kuvvetlerin etkileri incelenirken ideal implant materyali cerrahi uygulaması sırasında komplikasyonsuz yerleştirilmeli ve uygun protez materyali ile doğru planlama yapılmış olmalıdır. İmplant destekli tedavi planlamasında en önemli yol göstericinin, implant üzerinde kullanılan protez materyalinin oklüzal yüklerle maruz kaldığında biyolojik dokular tarafından nasıl karşılandığının belirlenmesi olduğu düşünülmektedir (Akca 2002).

Kortikal kemiğin implant ile kemik ilişkisinde çok önemli olduğu görülmüştür. Doğal dişlerdeki mikro hareket sebebiyle oluşan oklüzal kuvvetler oluşturdukları gerilmeler periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğine dağılır, implantta ise gerilmeler boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmaktadır. Ayrıca implantın elastite modülü kortikal kemikten daha yüksektir. Bundan dolayıdır ki başarısızlık olacağı zaman kortikal kemikte veya implantta oluşma olasılığı daha yüksektir, buna bağlı olarak daha etkili kuvvet dağılımı olması için protez yapısında ve gerilmelerin daha yoğun olacağı öngörülen krestal kemik bölgelerinde daha fazla eleman kullanılması analizin doğruluğunu artırmasından dolayı tercih edilmiştir.

Kemikte oluşan gerilmeleri etkileyen diğer bir faktör de implantların yerleştirildiği bölgedeki kemik yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan gerilmeler azalmaktadır. Yapılan çalışmalar alt çene anterior bölgede D1, posterior bölgede D2 ve D3 kemik yoğunluklarıyla sıklıkla karşılaştığını göstermektedir (Misch 2005). Çalışmalarda D4 kemik tipinin sadece maksilla posterior bölgede görülebildiği bildirilmiştir. Kemik yoğunluğu bölgeden etkilendiği gibi hasta yaşıyla da değişmektedir. Genç hastalarda trabeküler kemik daha fazlayken yaş ilerledikçe alveolar kreterler inceler ve kortikal kemik miktarı artar. Bu yüzden çalışmamızda D1, D2 ve D3 kemik yoğunluklarına denk gelen elastiklik modülü ve Poisson oranları kullanılarak tüm senaryolar değerlendirilmiştir.

Farklı kemik tipinin gerilme dağılımına etkisini Papavasiliou ve ark araştırmışlardır ve kortikal kemikte oluşan gerilmelerin her durumda trabeküler

kemikten daha fazla olduğunu bulmuşlardır (Duyck 2001, Hoshaw 1994). Bizim çalışmamızda da daha önceki çalışmalara benzer sonuçlar bulunmuştur. İmplant ve kemiğin rijit bağlantısından dolayı gerilmeler daha çok implantın boyun bölgesinde oluşmaktadır. Trabeküler kemiğin elastik modülünün kortikal kemikten daha düşük olmasından dolayı maruz kalının kuvvetleri daha az direnç gösterir bundan dolayı gerilme toplamı trabeküler kemikten fazla olmaktadır (Duyck 2001).

Çiğneme kuvvetlerini kompamse edebilen, implant ve komşu kemiğe dengeli yük dağılımı yapabilen protezlerin tedavi başarısı çok önemlidir çünkü bu kuvvetler sonucunda oluşan gerilmeler implantı ve üst yapısının uzun dönem başarısını etkilemektedir (DeVree 1983).

Birçok faktör implantları üzerine gelen yüklerin komşu kemiğe iletilmesini etkiler. Bu faktörlerden başlıcaları şunlardır: Yüklemin çeşidi, kemik-implant aralığı, implant yüzeyinin şekli ve karakteristiği, implantların çapı ve uzunluğu, etraftaki kemiğin kalitesi ve miktarı, uygulanan protezin tipi bu yüklerin dağıtılması.

Son dönemde özellikle okluzal dikey boyutu yetersiz olan hastalarda locator tutucular tercih edilmeye başlanmıştır. Bu tutucular rijit bir yapıdadır, dayanıklıdır ve yeterli tutuculuğa sahiptir. Ayrıca uygulaması, tamir edilmesi ve yenilenmesi de kolaydır (Çakarer 2011). Çakarer ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada ball tutucu, bar tutucu ve locator tutucuları kıyaslamış ve implant sağkalım oranı ve başarısı açısından aralarında anlamlı bir fark bulamamıştır. Mohamed ve ark. (2015) ball ve locator tutucuların kemik üzerinde oluşturdukları stresleri karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda locator tutucunun implant abutment bağlantı noktasında daha az stres oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yine benzer bir çalışmada Yoda ve ark. (2015) ball tutucu, locator tutucu ve bar tutucuları kıyaslamış ve locator tutucuların kemikte en az kuvvet birikimini oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Biz de çalışmamızda bu bulgular doğrultusunda kliniğimizde de sıkça kullanılan locator tutucuları kullanmayı tercih ettik.

Kalan dokuların sağlığını ve devamını korumak protetik tedavinin temel amacıdır. Mandibulada dişlerin kaybedilmesiyle fizyolojik bir rezorpsiyon görülür. Total dişsizlik durumunda ağızda yıllık ortalama kemik kaybı 0,4 mm olurken (Menicucci 1998) iki adet implantla desteklenmiş overdenture hareketli protezlerde bu kayıp 0,1 mm olmaktadır (Awad 2003). Rezorpsiyon ve protez tipi arasındaki ilişki araştırıldığında en az kret rezorpsiyonu implant destekli sabit restorasyonda

görülürken en fazla ise geleneksel tam protez kullanımında görülmüştür. (Wyatt 1998). İmplant destekli hareketli protez kullanan hastalarda ön bölgede rezorpsiyon miktarı sabit restorasyonlardaki değerlere çok yakinken arka bölgelerde biraz daha fazla rezorpsiyon görülmüş olmasına rağmen rezorpsiyon tam protezlerden daha azdır (Sennerby 1988). Ancak İDHP'lerin posterior bölgede tam protez ve implant destekli sabit protezlerden daha fazla rezorpsiyona neden olduğu yine benzer sonuçların implant destekli hareketli protezlerde rezilient tutucu kullanıldığında da meydana geldiğini belirten çalışmalarda vardır (Jacobs 1992). Alt çene implant üstü sabit protezler kullanan hastalardaki rezorpsiyon miktarını panoramik radyografiler ile ölçmeli amaçlayan Davis ve ark yaptıkları çalışma sonucunda fazla miktarda rezorpsiyon görülen hastalarda kemik yapımının devam ettiğini bulmuşlardır (Davis 1999). Bizim çalışmamız gerilme yoğunlaşmalarının bukkal yanak cebi bölgelerinde ve implant çevresinde olduğunu göstermektedir. İmplantın etrafında görülen gerilmelerin bölgedeki kemiği stimule ettiği bilinmektedir bunun yanı sıra arka bölgede oluşan gerilmelerin belirli sınırlar içinde mevcut kemikte rezorpsiyonu önleyici etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Bu pozitif değişikliğin nedeninin ise tam protez kullanan hastalardaki çiğneme kuvvetlerinin implant destekli tam protez kullanan hastalara göre daha az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz (Motoyoshi 2009).

Çalışmamızın sonucunda en yüksek gerilme değeri 17,35 MPa olarak vertikal yükleme yapıldığında lateral diş bölgesinde implant olan D3 kemik modelinde (Model 7) bukkal kortikal kemikte bulunmuştur. Bu değer, kortikal kemik için rezorpsiyon eşik değeri olarak belirtilen 28 MPa'a yakındır ancak kırılma eşik değeri olarak verilen 167 MPa'ın oldukça altındadır. Çekme gerilmesinin aşılmamış olması implantın kemikten ayrılmasının mümkün olmadığını ve implant kaybının olası olmadığını göstermiştir. İmplantlarda elde edilen gerilme değerleri değerlendirildiğinde de eşik değer olan 900 MPa'ın geçilmediği görülmüştür. Diğer tüm yükleme tiplerinde de gerilmeler eşik değerinin daha altında bulunmuştur. Kemik tipi D1 kemikten D3 kemiğe doğru değişikçe beklenildiği üzere kemikte oluşan stresler doğru orantılı olarak artmıştır. Fakat locator tutucunun bar tutuculardan farklı olarak minimum hareket ve esnemelere daha çok olanak vermesinden dolayı oluşan gerilmelerin hepsi kemik rezorpsiyonu için gerekli olan eşik değerlerin oldukça altında olmuştur. Fakat her üç kemik tipine sahip alt çene modelinde de lateral diş bölgesindeki implanttan destek alan implant üstü hareketli protezlerde kortikal

kemikte daha düşük gerilme değerleri bulunmuştur. Misch'in (2005) çalışmasındaki sonuçlara uyumlu olarak bizim çalışmamızda da ısırma kuvvetlerinin molar bölgede yoğun olması ve lateral diş bölgesinin bu alana en uzak bölgede olması bu sonuçları ortaya çıkarmıştır. Bu nedenle lateral diş alanına implant uygulanması tutuculuk açısından problem olmayacak vakalarda ideal konum olarak belirtilen kanin bölgesiyle aynı güvenliğe sahiptir. Ancak unutulmamalıdır ki in vivo olarak kuvvetler Sato ve ark. (1998) da belirttiği gibi sürekli olarak etki etmemektedir. Bu nedenle dikkate alınması gereken kuvvetler devamlı değil aralıklı yükleme olarak değerlendirilmelidir. Bu bulgulara dayanarak implant sayısının ve tutucu türünün alt çene morfolojisine bağlı olarak implant çevresi kemikte yıkıma neden olabilecek kuvvetler ortaya çıkarabileceğini iddia edebiliriz.

Çalışmamızda posterior bölgelerde oluşan gerilmeler de implant lokalizasyonundan ziyade kemik kalitesinin düşmesinden etkilenmiştir. Alt çene kemik tipine bağlı olarak sadece D3 kemik tipine sahip mandibulada implantlar arası mesafe arttıkça kemikte biyomekanik risk meydana getiren değerlere yaklaşıldığı için destek kemikte meydana gelen gerilmelerin, kemikte rezorpsiyona neden olabileceğini düşünmekteyiz. D1 ve D2 kemik tipine sahip mandibulada ise elde edilen tüm değerler kemikte biyomekanik risk meydana getiren değerlere yaklaştırmamıştır. Bu nedenle bu gerilmelerin kemikte rezorpsiyona neden olmayacağını düşünmekteyiz. Ancak klinikte çoğu zaman karşımıza çıkan aşırı rezorbe kretlere sahip bireylerde (kortikal kemik kalınlığının azaldığı hatta yok olduğu) kemik yoğunluğu azaldığı için klinisyenlerin bunu dikkate alarak planlama yapması, daha düşük gerilme değerlerinin kemikte rezorpsiyona neden olabileceğini düşünmesi gerekmektedir. Ayrıca yapılan örneklemeler incelendiğinde iki implant kullanılacak protez dizaynlarında kanin ve lateral diş bölgesi en ideal implant uygulama alanı olmuştur.

Bu çalışma in vitro deneysel sonuçlar vermiştir. Ancak unutulmamalıdır ki, implant etrafındaki kemik içi gerilme ve çene kemiklerinin fizyolojik gerilme eşiği klinik olarak ölçülememekte (Çehrelı 2004), implantlar etrafında marjinal kemik kaybına neden olabilecek gerilmelerin nitelik ve niceliğini açıklayabilecek çalışmalar hayvan deneyleri (Sato 1998), matematik formüller (Frost 1990) ve FEA çalışmalarıyla (Aversa 2009) sınırlı kalmaktadır. FEA yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler nedeniyle de elde edilen sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu

unutulmamalıdır (Maezawa 2007). Bu sonuçlarla ilgili kesin yargılar çıkarmak için uzun süreli klinik çalışmalarla desteklemek gerekmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. FEA yöntemi ile incelenen implantlarda gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için, implantların orijinal dizaynlarına sadık kalınarak matematik model haline getirilmesi gerekmektedir.

2. Dikey kuvvetler ile kemikte oluşan en yüksek gerilmeler modellerin hepsinde implantların boyun kısmındaki kortikal kemikte meydana gelmiştir.

3. Tüm modellerde en yüksek gerilme bukkal bölgedeki kortikal kemikte meydana gelmiştir.

4. Tüm modellerde ve yükleme şekillerinde en yüksek gerilme değerleri kortikal kemikte oluşurken trabeküler kemiğe iletilen gerilmelerin çok düşük olduğu gözlenmiştir.

5. Yapılan yüklemeler sonucunda implantların üzerine gelen yükler eşik değerden oldukça düşük olduğundan implant destekli hareketli protez kullanımının implant yapısında bir zarar oluşturamayacağı söylenebilir.

6. Alt çenede oblik yüklemelerde görülen gerilme değerleri vertikal yüklemeye göre daha yüksek olmuştur. Bu sonuca dayanarak hastalara mümkün olduğunca çift taraflı çiğneme yapmalarının önerilmesinin yanısıra lateral hareketleri artıracak parafonksiyonel alışkanlıkların olmamasına dikkat edilmelidir.

7. Çalışmamızın sonuçlarında elde edilen gerilme değerleri tüm modellerde literatürde kemik rezorpsiyonu oluşturacak eşik değerinin daha altında bulunmuştur. Ancak her 3 kemik tipinde de lateral diş bölgesine implant yerleştirildiğinde implantların boyun kısmındaki kortikal kemikte meydana gelen gerilme değerleri en az bulunmuştur. Kemik yoğunluğunun azaldığı veya kortikal kemik kalınlığının 1mm.den daha az olduğu bireylerde bu bölgelerin güvenli olacağını düşünmekteyiz.

8. Ekonomik olarak daha sonra implant ilave edilmesi düşünülen vakalarda lateral kesici diş alanına implant yerleştirilmesini önerebiliriz.

9. Tüm kemik tiplerinde iki implant kullanılacak protez dizaynlarında lateral ve kanin diş bölgesi birinci premolar diş bölgesine göre daha iyi sonuç vermiştir.

10. İmplant destekli hareketli protezlerde tüm modellemelerde en yüksek gerilmeler tutucu parçaların çevresinde gözlemlenmiştir. Bu da protezler için en zayıf bölgenin bu alan olduğunu göstermektedir. Bu nedenle protezdeki erken temaslar engellenmeli ve bu alandaki akrilik miktarının yeterli kalınlıkta olmasına dikkat edilmelidir.

11. Farklı tutucu tiplerinde kortikal kemik kalınlığı ve kemik yoğunluğunun azalmasının gerilme değerlerine etkisinin incelenmesi gerektiğini ve bunun klinik yarar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu bilgiler ışığında çalışmamızın sonuçlarından kesin yargılar çıkarabilmek için kapsamlı in vitro çalışmalar ve uzun dönem klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerektiğine inanmaktayız.



KAYNAKÇA

- Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2003;30:41-5.
- Akca K, İplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:722-30.
- Akca K, İplikçioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2002;29:350-6.
- Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:101-9.
- Akça K., Çehreli M. C., İplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002; 15: 115-121
- Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of novel approach. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:356-65.
- Alsabeeha NH, Payne AG, Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 429-440.
- Al-Sukhun JA, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res A.* 2007;80:234-46.
- Al-Zubeidi MI, Alsabeeha NH, Thomson WM, Payne AG. Patient satisfaction and dissatisfaction with mandibular two-implant overdentures using different attachment systems: 5-year outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: 696-707.
- Arat ZS. Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2010.
- Arlin M.: Dental implants, periodontal considerations. *Journal of Canadian Dental Association* 1987, 8, 615-617.
- Assunção WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil.* 2008;35:766-74.

- Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dent Mater.* 2009;25:678-90.
- Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the Efficacy of Mandibular Implant-Retained Overdentures and Conventional Dentures Among Middle-Aged Edentulous Patients: Satisfaction and Functional Assessment. *Int J Prosthodont.* 2003;16:117-22.
- Axelsson G, Helgadóttir S. Edentulousness in Iceland in 1990. A national questionnaire survey. *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 279-82.
- Baiamonte T., Abbate M.F., Pizzarello F., Lozada J., James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantology* 1996;22:104-10.
- Barsby M. New magnetic applications in clinical dentistry. 1st ed. Ai M, Shiau YY (Eds), Quintessence, UK, 2004.
- Basker RM. Overdentures in general dental practice, Ishiyaku EuroAmerica, Incorporated; 1993.
- Batenburg R.H.K., Meijer H.J.A., Raghoobar G.M., Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:539-45.
- Berg E. The influence of some anamnestic, demographic, and clinical variables on patient acceptance of new complete dentures. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 119-27.
- Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics. In: Misch CE (ed). *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby, 1993:304-306
- Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent* 1992;1:289-94.
- Bidez MW, Misch CE. The biomechanics of interimplant spacing, The fourth international congress of implants biometrics in stomatology, s 24-25, May 1990, Charleston.
- Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatitecoated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:626-33.
- Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983;62:155-9.
- Brånemark P, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: introduction to osseointegration, Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago 1985.

- Branemark PI, Adell R, Breine U, et al. A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. 1. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Supp* 1969; 3: 81-100.
- Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3:81–100
- Branemark PI, Hansson BO, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Supp* 1977; 16: 1-132.
- Branemark P-I. Introduction to osseointegration, in Branemark P-I, Zarb G, Alberktsson T (eds); *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago, Quintessence Pub, Co., Inc. 1985 p11-14
- Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent.* 1998;79:328-34
- Brunski JB Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials.* 1992;10:153-201
- Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:85-97.
- Burns D.R. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin N Am* 2004;48:603-23.
- Caglar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36–44
- Cakarer S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with the Ball, Bar and Locator attachments for Implant-supported Overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 Nov 1;16 (7):e953-9.
- Canay S, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27:591-8
- Canay S, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996;27:591-8
- Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:249-57
- Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007;97:229-35.

- Chee W, Jivraj S. Treatment planning of the edentulous mandible. *Br Dent J* 2006; 201: 337-347.
- Chen KW, Lin TM, Liu PR, et al. An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil* 2013; 40: 43-50.
- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004; 13: 221-226.
- Clelland NI, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:391-398
- Çalikkocaoğlu S.: Total Protezler, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları 1998.
- Çankaya Ö. Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2005
- Çelik G. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği Mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Ankara, 2006
- Çelik G., Uludağ B: Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*, 2007, 97, 229-35.
- Çilingir A.A. Geleneksel ve İmplant Destekli Alt Tam Protezlerde Alt Çeneye Gelen Gerilmelerin Deneysel ve Sayısal Yöntemlerle Analizi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2005.
- Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008; 30: 218-225.
- Dario L.J.: How Occlusal Forces Change in Implant Patients, *JADA*, 1995, 126, 1130-1133.
- Davis WH, Lam PS, Marshall MW, Dorchester W, Hochwald DA, Kaminishi RM. Using restorations borne totally by anterior implants to preserve the edentulous mandible. *J Am Dent Assoc*. 1999;130:1183-9
- DeVree JH, Ptes MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10: 505-17

- Diz P, Scully C, Sanz M. Dental implants in the medically compromised patient. *J Dent* 2013; 20: 1-12.
- Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1455-1458.
- Drago CJ. *Implant restorations: a step-by-step guide*, Blackwell Publishing Professional, USA 2007.
- Duyck J, Naert I., Van Oosterwyck., Ronold HJ., Vander Sloten J., Ellingsen J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around Osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin. Oral Impl. Res* 2001;12:207-18
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig.* 1999;3:201-7
- Duyck J., Van Oosterwyck H., Vander Sloten J., De Cooman M., Puers R., Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. *Clin. Oral Impl. Res*, 2000;11: 465-475
- Eitner S., Schlegel 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
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant supported protheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 144-50
- Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment system on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *Int J Prosthodont* 2004; 13: 214-220
- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989; 16: 603-11
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17: 601-602.
- Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec.* 1990;226:403-413.
- Geckili O., Bilhan H., Bilgin T. (2007). Locator Attachments as an Alternative to Ball Attachments in 2-Implant Retained Mandibular Protheses, *JCDA*, 73 (8): 679-82

- Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature J Prosthet Dent 2001;85:585-98
- Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. J Dent. 1997; 25 Suppl 1:21-24
- Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2010
- Grossmann Y., Finger IM., Block MS. (2005). Indications for Splinting
- Gülay G. Farklı destek ve konektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez (Diş) Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2010
- Güngör M.A., Dündar M., Artunç C. Diş Hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. E Ü Dişhek Fak Derg 2005;26;107-116
- Haraldson T., Carlsson GE., Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with Osseointegrated implant bridges. Acta Odontologica Scandinavica 1979 ;37:195-206
- Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 560-569.
- Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004; 91: 20-25
- Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J Prosthet Dent. 1998;80:169-174
- Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6: 319-28
- Hobo S., Ichida E. ve Garcia L.T: 'Osseointegration and Occlusal Rehabilitation', Quintessence Publishing Co. Tokyo, 1990, 163-186.
- Holmes DC & Loftus JT. Influence of bone quality of stress distribution for endosseous implants J Oral Implantol 1997;23:104-111
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-88

- Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-360
- Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A three-dimensional finite element analysis *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:301-309
- Hwang D, Wang HL. Medical contraindications to implant therapy: part II: relative contraindications. *Implant Dent* 2007; 16: 13-23.
- Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 97-102
- İplikçiolu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002; 30: 41–46
- Jacobs R, Schotre A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. *Clin Oral Imp Res* 1992; 3; 63-70
- Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 135-140.
- Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:413-417
- Jenkins G. (1999). *Precision Attachments; A link to Successful Restorative Treatment*, Chapter 4, Quintessence Pub. Co. Ltd., pp. 41-64
- Jimenez-Lopez V (1999). *Oral Rehabilitation With Implant-Supported Prostheses*, Quintessence Publishin. Co.
- Jokstad A. *Osseointegration and dental implants*. John Wiley&Sons, Inc., Publication. USA. 2008.
- Karabuda C., Yaltık M., Bayraktar M. (2008). A Clinical Comparison of Prosthetic Complications of Implant-Supported Prostheses With Different Attachment Systems, *Implant Dent*, 17 (1): 74-81
- Kleis WK, Kammerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12: 209-218.
- Kreisler M, Behneke N, Behneke A, d'Hoedt B. Residual ridge resorption in the edentulous maxilla in patients with implant-supported mandibular

- overdentures: an 8-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 295-300.
- Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001, 13, 151-157.
- Lavelle CLB. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: The urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 179- 185
- Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2006, 95, 102-105.
- LeGeros R.Z, Craig R.G. : Strategies to affect bone remodelling: Osteointegration. *Journal of Bone and Mineral Research*, 1993, 8, 583-596
- Lewinstein I., Banks-Sills L., Elasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 355-366.
- Lewis S. Treatment planning: teeth versus implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1996;16:366-77
- Lopez VJ., Torroba P. (1995). Occlusion, "Implant-Supported Protheses: Occlusion, Clinical Cases and Laboratory Procedures", Quintessence Pub. Co., 23-35, Chicago
- Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:710-718
- Mau J, Behneke A, Behneke N, Fritzscheier CU, Gomez-Roman G, d'Hoedt B, Spiekermann H, Strunz V, Yong M. Randomized Multicenter Comparison of 2 IMZ and 4 TPS Screw Implants Supporting Bar-Retained Overdentures in 425 Edentulous Mandibles *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:835–847
- McCabe J.F. Dishekimligi Maddeler Bilgisi (Çeviren M. Nayır). İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, 1999: 4-24
- Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Bosman F., Steen W.H. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 147-157
- Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757-763
- Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96–101

- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture finite element analysis of two anchorage system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 369-376
- Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 334-341
- Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:185-194
- Mericske-Stern R, Taylor T, Belser, U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 108-125.
- Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 142-151
- Misch C.E. *Dental Implant Prosthetics*. Mosby, Inc. 2005:157-179
- Misch CE. *Contemporary implant dentistry* 3rd ed. St. Louise Mosby Co; 2008: p96-252.
- Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth *Implant Dentistry* 1999;8:376-85
- Mohamed I. El-Anwar Salah A. Yousief b,c, Tarek A. Soliman Mahmoud M. Saleh e, Wael Omar A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture *The Saudi Dental Journal* (2015) 27, 201–207
- Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38:13-8.
- Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 1999, 26, 195-202.
- Narhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;84: 43-49.
- Nobuhiro Yoda, Yoshiki Matsudate, Masaru Abue1, Guang Hong2 and Keiichi Sasaki Effect of attachment type on load distribution to implant abutments and the residual ridge in mandibular implant-supported overdentures *Journal of Dental Biomechanics* Volume 6: 1–10 The Author(s) 2015

- Pierrisnard L, Hure G, Barguins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 353-362
- Pietrokovski J, Harfin J, Mostavoy R, Levy F. Oral findings in elderly nursing home residents in selected countries: quality of and satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 132-135.
- Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:352-357.
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Teerlinck J, Dekeyser C, Theuniers G. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol.* 1991;18:719-28
- Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-247
- Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1998;13:232-244
- Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001, 86, 468-473
- Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review *Journal of Dentistry* 2002;30:271–282
- Sancaklı E. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul 2006.
- Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. *J Dent Res.* 1998;77:387-92
- Scacchi M. The development of the ITI Dental Implant System. Part I: A Review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:8-21
- Schneider AL., Kurtzman GM. (2002). Restoration of Divergent Free-
- Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand.* 1988 Jun;46:135-40
- Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 19-27

- Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-234
- Sevimay M, Üsümez A, Eskitaşçıoğlu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 73: 140–147.
- Shafie HR. *Clinical & laboratory manual of implant overdentures*. Blackwell Publishing Professional, USA, 2007.
- Siegele D., Soltesz U.: Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Internal Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 1989, 4, 333-340.
- Skalak R.: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848
- Spiekermann H., Donalt K. ve Hassel T: *Color Atlas of Dental Medicine* New York: Thieme Medical Publishers 1995.
- Standing Implants in The Maxilla, *J Oral Implantol*, 28(3): 113-6
- Stanford C.M., Schneider G.B. Functional behaviour of bone around dental implants. *Gerodontology*, 2004;21;71–77
- Stanford CM, Solursh M, Keller JC. Significant role of adhesion properties of primary osteoblast-like cells in early adhesion events for chondroitin sulfate and dermatan sulfate surface molecules. *J Biomed Mater Res*. 1999;47:345-352
- Sugerman PB, Barber MT. Patient selection for endosseous dental implants: oral and systemic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 191-201.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18:357-68
- Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *J Prosthet Dent* 2003;89:427-35
- Taylor T.D., Agar J.R., Vogiatzi T. *Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions* *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:66–75
- Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent*. 2010;19:39-49

- Thomason JM, Kelly SA, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures-a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. J Dent 2012; 40: 22-34.
- Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. Int J Prosthodont 2003; 16: 128-34.
- Tosun T. Oral implant nedir? Oral implantoloji nedir? Oral İmplantoloji Ve Tanı Yöntemleri” http://www.tavsiyedyorum.com/makale_226.htm (20.09.2007).
- Tunalı B.: Multidisipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji, Nobel Tıp Kitabevi.
- Tunalı B.: Oral İmplantoloji, Nobel, 2000
- Türker M.: İmplant Üstü Protezlerde Oklüzyon, Mezuniyet Tezi, E. Ü. D. F, 2003
- Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, et al. Position statement of the american academy of oral and maxillofacial radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012; 113: 817-826.
- Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, DeCooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res 1998; 9: 407-18
- Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2006; 9: 257-270
- Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 538 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5:272-281
- Van Steenberghe D, Quirynen M, Neart I, Maffei G, Jacobs R. Marginal bone loss around implants retaining mandibular overdentures, at 4-,8- and 12-years follow-up. J Clin Periodontol. 2001;28:628-633
- Van Zyl PP, Grundling N, Jooste C, Terblanche E. 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 1995; 10: 51.
- Venkat R., Chanders N.G ve Vasantakumar.: Appraisal of fundamentals in contemporary implant systems. Pakistan Oral and Dental Journal 2009, 29, 159- 166

- Walton JN, MacEntee MI. A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 451-5.
- Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003, 16, 255-260.
- Wataha J.C. : Materials for endosseous implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1996, 23, 79-90.
- Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE ve ark. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 1997;10:345-54
- WHO. International classification of functioning and health: ICF. WHO Library Cataloguing-in-Publication Data, Geneva, 2001:1-21.
- 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
- Wyatt CCL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature *J Prosthet Dent* 1998;80:362-6