



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İMLANT VE DOĞAL DİŞ DESTEKLİ
OVERDENTURE PROTEZLERDEKİ STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Gülay ÜNGÖR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

2023

Gülay ÜNGÖR

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

x

ŞEKİLLER DİZİNİ

xi

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xv

ÖZET

xvii

ABSTRACT

xviii

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi

3

2.2. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

4

2.3. İmplant Dış Hekimliğinde Protetik Tedavi Seçenekleri

4

2.4. Overdenture Protezler

6

2.4.1. İmplant Destekli Overdenture Protezler

6

2.4.2. Dış Destekli Overdenture Protezler

8

2.4.2.1. Dış Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları

8

2.4.3. İmplant-Doğal Dış Destekli Overdenture Protezler

8

2.4.3.1. İmplant-Doğal Dış Destekli Overdenture Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları

9

2.4.3.2. İmplant-Doğal Dış Destekli Overdenture Protezlerin İmplant Destekli Sabit Protezlere Göre Avantajları

10

2.5. Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Türleri

10

2.5.1. Topuz Başlı Tutucular (Ball Tutucular)

11

2.5.2. Bar Tutucular

12

2.5.3. Mıknatıslı Tutucular

15

2.5.4. Teleskopik Tutucular

16

2.6. İmplant Doğal Dış Bağlantısı

16

2.7. İmplant ile Doğal Dış Arasındaki Farklılıklar

16

2.7.1. Uzun ömürlülük	17
2.7.2. Ağrı	18
2.7.3. Mobilite	18
2.7.4. Perküsyon	18
2.7.5. Krestal Kemik Kaybı	18
2.7.6. Radyografik Değerlendirme	19
2.7.7. Keratinize Doku	19
2.7.8. Sondlama Derinliği	19
2.7.9. Kanama İndeksi	20
2.7.10. Periimplant Hastalık	20
2.8. İmplant ve Doğal Diş Bağlanma Kriterleri	20
2.9. Oklüzal Kuvvetler	21
2.10. İmplant-Doğal Diş Bağlantılı Protezlerde Sorunlar Nelerdir?	22
2.11. İmplant Doğal Diş Bağlantısının Biyomekaniği	22
2.12. Protetik Restorasyonlarda Biyomekanik Kavramlar	24
2.12.1. Kuvvet	25
2.12.2. Stres	25
2.12.3. Strain (Gerinim)	26
2.12.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	26
2.12.5. Poisson Oranı	26
2.12.6. Lineer Elastik Cisim	27
2.12.7. İzotrop Cisim	27
2.12.8. Homojen Cisim	27
2.12.9. Yield Stres	27
2.12.10. Principle Stres (Asal Gerilme)	27
2.12.11. Von Mises Stres	27
2.13. Stres Analiz Yöntemleri	28
2.13.1. Strain Gauge (Gerinim Ölçer) ile Analiz Yöntemi	28
2.13.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	28
2.13.3. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi	29
2.13.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	29
2.13.5. Termografik Stres Analiz Yöntemleri	29
2.13.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemleri	29

2.13.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SEA)	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	34
3.2. Katı Modellerin Oluşturulması	36
3.3. Çalışma Modelleri	38
3.4. Modellerde Kullanılan Materyallerin Özellikleri	42
3.5. Sınır Koşulları	43
3.6. Yükleme Koşulları	44
4. BULGULAR	46
4.1. Model 1 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	46
4.1.1. Model 1 / 1. Yükleme	46
4.1.2. Model 1 / 2. Yükleme	47
4.1.3. Model 1 / 3. Yükleme	48
4.2. Model 2 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	49
4.2.1. Model 2 / 1. Yükleme	49
4.2.2. Model 2 / 2. Yükleme	50
4.2.3. Model 2 / 3. Yükleme	51
4.3. Model 3 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	53
4.3.1. Model 3 / 1. Yükleme	53
4.3.2. Model 3 / 2. Yükleme	54
4.3.3. Model 3 / 3. Yükleme	55
4.4. Model 4 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	56
4.4.1. Model 4 / 1. Yükleme	56
4.4.2. Model 4 / 2. Yükleme	57
4.4.3. Model 4 / 3. Yükleme	58
4.5. Model 5 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	59
4.5.1. Model 5 / 1. Yükleme	59
4.5.2. Model 5 / 2. Yükleme	60
4.5.3. Model 5 / 3. Yükleme	62
4.6. Model 6 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	63
4.6.1. Model 6 / 1. Yükleme	63
4.6.2. Model 6 / 2. Yükleme	64
4.6.3. Model 6 / 3. Yükleme	65

4.7. Model 7 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	66
4.7.1. Model 7 / 1. Yükleme	66
4.7.2. Model 7 / 2. Yükleme	67
4.7.3. Model 7 / 3. Yükleme	69
4.8. Model 8 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	70
4.8.1. Model 8 / 1. Yükleme	70
4.8.2. Model 8 / 2. Yükleme	71
4.8.3. Model 8 / 3. Yükleme	72
4.9. Model 9 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları	73
4.9.1. Model 9 / 1. Yükleme	73
4.9.2. Model 9 / 2. Yükleme	74
4.9.3. Model 9 / 3. Yükleme	76
5. TARTIŞMA	83
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	94
7. KAYNAKLAR	95
ÖZGEÇMİŞ	112

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Misch'in İmplant Üstü Protetik Restorasyon Sınıflaması	5
Tablo 2. Diş ve İmplantın Biyomekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması	24
Tablo 3. Her bir model için elde edilen eleman ve düğüm sayıları	37
Tablo 4. Modellerde kullanılan materyal özellikleri	43
Tablo 5. Model 1'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	49
Tablo 6. Model 2'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	52
Tablo 7. Model 3'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	56
Tablo 8. Model 4'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	59
Tablo 9. Model 5'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	63
Tablo 10. Model 6'daki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	66
Tablo 11. Model 7'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	70
Tablo 12. Model 8'deki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	73
Tablo 13. Model 9'daki Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)	77
Tablo 14. Uygulanan kuvvetler sonucunda tüm modellerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	77

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 1. SP1'in görüntüsü	5
Şekil 2. SP1-SP2-SP3 görüntüsü	6
Şekil 3. HP4 – HP5 görüntüsü	6
Şekil 4. Topuz başlı tutucunun ağız içi parçaları	11
Şekil 5. Topuz başlı tutucunun protez parçaları	12
Şekil 6. Bar Tutucu	13
Şekil 7. Yuvarlak, Hader ve Dolder Barlar	15
Şekil 8. Yuvarlak, Hader ve Dolder Bar Kesitleri	15
Şekil 9. Mıknatıslı Tutucular	16
Şekil 10. Diş Sondalama Derinliği	19
Şekil 11. İmplant Sondalama Derinliği	20
Şekil 12. Stres tipleri	25
Şekil 13. Poisson oranı	26
Şekil 14. Sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar	30
Şekil 15. Modellenen implant ve topuz başlı tutucu ilişkisi ve kesit görüntüsü	33
Şekil 16. Modellenen diş ve topuz başlı tutucu kesit görüntüsü	34
Şekil 17. Modellenen implant ve dişin mandibuladaki görüntü örneği	34
Şekil 18. Modellenen protez ve mandibulanın görüntüsü	35
Şekil 19. Modellenen protez ve mandibulanın kesit görünümü	35
Şekil 20. Modellenen spongioz kemik, kortikal kemik, mukoza, implantlar, topuz başlı tutucu, naylon kep, metal kep ve protezin montaj görüntüsü	35
Şekil 21. Mesh eleman boyutu için yakınsama çalışması grafiği	36
Şekil 22. Mesh işlemi uygulanmış modelin görüntüsü	37
Şekil 23. Katı modeldeki kullanılan tetrahedral eleman tipi	37
Şekil 24. Model 1'in tüm yapıları ile görüntüsü	38
Şekil 25. Model 2'nin tasarlanan görüntüsü	39
Şekil 26. Model 4'ün görüntüsü	40
Şekil 27. Model 5'in görüntüsü	40
Şekil 28. Model 6'nın görüntüsü	41
Şekil 29. Model 8'in görüntüsü	42

Şekil 30. Modellerde sınır koşullarının görüntüsü	43
Şekil 31. Kuvvetlerin uygulandığı noktalar (a-b-c)	44
Şekil 32. ANSYS programının stres dağılım skalası örneği	45
Şekil 33. Model 1 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	46
Şekil 34. Model 1 için 1. yüklemede spongioz kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	46
Şekil 35. Model 1 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	47
Şekil 36. Model 1 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	47
Şekil 37. Model 1 için 3. yüklemede Kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	48
Şekil 38. Model 1 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	48
Şekil 39. Model 2 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	49
Şekil 40. Model 2 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	50
Şekil 41. Model 2 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	50
Şekil 42. Model 2 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	51
Şekil 43. Model 2 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	51
Şekil 44. Model 2 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	52
Şekil 45. Model 3 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	53
Şekil 46. Model 3 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	53
Şekil 47. Model 3 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	54
Şekil 48. Model 3 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	54
Şekil 49. Model 3 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	55
Şekil 50. Model 3 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı.	55
Şekil 51. Model 4 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	56

Şekil 52. Model 4 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	57
Şekil 53. Model 4 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	57
Şekil 54. Model 4 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	58
Şekil 55. Model 4 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	58
Şekil 56. Model 4 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	59
Şekil 57. Model 5 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	60
Şekil 58. Model 5 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	60
Şekil 59. Model 5 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	61
Şekil 60. Model 5 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	61
Şekil 61. Model 5 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	62
Şekil 62. Model 5 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	62
Şekil 63. Model 6 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	63
Şekil 64. Model 6 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	64
Şekil 65. Model 6 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	64
Şekil 66. Model 6 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	65
Şekil 67. Model 6 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	65
Şekil 68. Model 6 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	66
Şekil 69. Model 7 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	67
Şekil 70. Model 7 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	67
Şekil 71. Model 7 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	68
Şekil 72. Model 7 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	68
Şekil 73. Model 7 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	69

Şekil 74. Model 7 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	69
Şekil 75. Model 8 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	70
Şekil 76. Model 8 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	71
Şekil 77. Model 8 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	71
Şekil 78. Model 8 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	72
Şekil 79. Model 8 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	72
Şekil 80. Model 8 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	73
Şekil 81. Model 9 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	74
Şekil 82. Model 9 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	74
Şekil 83. Model 9 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	75
Şekil 84. Model 9 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	75
Şekil 85. Model 9 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı	76
Şekil 86. Model 9 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı	76

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design
CAH	Cap Attachment Housing (Metal Kep)
CAN	Cap Attachment Nylon (Naylon Kep)
DOF	Degree of Freedom
HP	Hareketli Protez
MR	Manyetik Rezonans
PDL	Periodontal Ligament
SEA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SP	Sabit Protez
TSV	Tapered Screw Vent
vM	Von Mises

Simgeler

N	Newton
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
g	Gram
cm²	Santimetre kare
MPa	Megapascal
F	Kuvvet

σ	Stres
ϵ	Strain
E	Elastisite Modülü
ν	Poisson Oranı

Formüller

Stres = Kuvvet / Alan

Elastisite Modülü = Stres / Strain

Poisson Oranı = Lateral Strain / Aksial Strain

ÖZET

İmplant ve Doğal Diş Destekli Overdenture Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi

İmplantların alveolar kemik ile bağlantısının rijit olması ve doğal dişlerin periodontal membran nedeniyle belirli bir esnekliğe sahip olması implant-doğal diş destekli overdenture protezlerde biyomekanik açıdan sorunlar oluşturabilir.

Bu çalışmanın amacı; farklı sayıda implantların kullanıldığı doğal diş ve implant destekli overdenture protezlerde protez üzerine gelen kuvvetlerin kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesidir. Bu çalışmada bilgisayar ortamında oluşturulmuş 3 boyutlu alt çene modeli üzerine doğal diş ve implantlar 9 farklı kombinasyonda yerleştirilerek 9 farklı overdenture protez tasarlanmıştır. Overdenture protez üzerine vertikal yönde 150 N'luk yük posterior dişlere dağıtılarak 3 farklı şekilde uygulandı. Birinci yükleme alt çenenin sağ tarafına, ikinci yükleme alt çenenin sol tarafına, üçüncü yükleme ise alt çenenin her iki tarafına birden olacak şekilde uygulanmıştır. Bu yüklemeler sonucunda doğal diş ve implantların etrafındaki kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu Von Mises stresleri incelenmiştir. Çalışma sonucunda tüm yüklemelerde en yüksek streslerin doğal dişin veya implantın etrafındaki kortikal kemikte görüldüğü tespit edilmiştir. Bir adet doğal diş ve bir adet dental implantın bar ile bağlandığı tasarım (Model 3) kortikal kemikte tüm yüklemelerde diğer tüm modellerden daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur (Model 1 hariç). Kortikal kemikte bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modellerden aynı destek sayısına sahip olanlar birbiriyle kıyaslandığında topuz başlı tutuculu modellerdeki stres miktarları bar tutuculu modellerdeki stres miktarlarından daha düşük tespit edilmiştir. Bar tutuculu tasarımlarda implant sayısının artması kortikal kemikte oluşan stresleri azaltırken topuz başlı tutuculu tasarımlarda bu durum tüm yüklemelerde aynı faydayı sağlamamıştır. Elde edilen sonuçlara göre; mandibulada tek diş varlığında çenenin karşı tarafına en az bir adet dental implant yerleştirmek biyomekanik açıdan ciddi yarar sağlarken, kortikal kemikte bar tutuculu tasarımlara göre daha az strese neden olan topuz başlı tutuculu tasarımlar biyomekanik açıdan daha avantajlı olabilir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Diş-implant, İmplant destekli protezler, Sonlu elemanlar stress analizi.

ABSTRACT

The Evaluation of the Stress Distribution on Implant-Natural Tooth Supported Overdenture Prostheses by Finite Element Stress Analysis

The rigidity of the connection of the implants with the alveolar bone and the flexibility of the natural teeth due to the periodontal membrane may cause biomechanical problems in implant-natural tooth supported overdenture prostheses. The aim of this study was to determine the stresses caused by the forces acting on the prosthesis on the cortical and cancellous bone in natural teeth and implant supported overdenture prostheses, in which different numbers of implants were used by finite element stress analysis method. In this study, 9 different overdenture prostheses were designed by placing natural teeth and implants in 9 different combinations on the 3D mandibular model created in the computer environment. A load of 150 N was carried out on the overdenture prosthesis in 3 different ways by distributing it to the posterior teeth in the vertical direction. The first loading was applied to the right side of the lower jaw, the second loading was performed to the left side of the lower jaw and the third loading was enforced to both sides of the lower jaw. As a result of these loadings, Von Mises stresses were investigated on cortical and cancellous bone around natural teeth and implants. The highest stresses which observed in the cortical bone around the natural tooth or implant in all loads were determined in consequence of the study. The design with one natural tooth and one dental implant with a bar (Model 3) produced higher stress values on the cortical bone at all loadings than all other models (except Model 1). The stress rates in the models with ball attachment holders were detected to be lower than the stress amounts in the models with bar holders when they compared to each other with the models with bar holder and ball attachment holder in the cortical bone with the same support number. While the increase in the number of implants in bar-retained designs reduces the stresses on the cortical bone, this procedure did not provide the same benefit in all loadings in ball-head-retained designs. According to the results obtained from this study; in the meanwhile placing at least one dental implant on the opposite side of the jaw in the presence of a single tooth in the mandible ensures significant biomechanical benefits, designs with ball-head attachments that cause less stress on the cortical bone than designs with bar retainers may be more biomechanically advantageous.

Key Words: Dental implant, Finite element stress analysis, Implant supported prostheses, Tooth-implant.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinin amacı, ağız sağlığını yeniden kazandırmak için hastanın kaybedilen estetiğini, fonksiyonunu ve konuşmasını rehabilite etmektir (1).

Diş hekimliğindeki ilerlemeler, protetik tekniklerde günümüzde görülen gelişmeler ve insanların sosyal hayatlarındaki değişiklikler, hastaların estetik, fonksiyonel ve rahatlık gibi isteklerinin büyümesine sebep olmuştur. Tam dişsiz hastalar için ise bu durum daha fazla önem arz etmektedir (2)

Uzun yıllardan beri alt ve üst tam protezler tam dişsizlik vakalarında klasik tedavi seçeneği olmuştur. Geleneksel tedavilerin uygulandığı tam dişsizliğe sahip hastalarda, yaşlarının ilerlemesi, çene kemiklerindeki rezorpsiyon miktarının artması ve nöromusküler adaptasyon kabiliyetlerinin azalması dikkate alındığında başarı şansı giderek azalmaktadır. Hastaların büyük bir çoğunluğu üst tam protezlerini rahat kullanabilmelerine karşın, alt tam protezlerin tutuculuğundan memnun olanların sayısı çok azdır. Bu şikayetlerin esas nedenini alt tam protezlerin kapladıkları alanın üst tam protezlerin yarısından daha az olması ve dil tarafından hareket ettirilmesi oluşturmaktadır (3).

Bu şikayetlere bağlı olarak konvansiyonel tam protezlerinden rahatsız olan hastalar için implant uygulaması ideal bir tedavi seçeneği haline gelmiştir ve implant destekli protezler sayesinde hasta memnuniyetinin arttığı gözlenmiştir (4).

Hastanın fizyolojik ve fonksiyonel gereksinimlerini ve kişisel taleplerini karşılamak amacıyla en etkili, en kolay ve en ucuz yöntemi kullanmak implant tedavisindeki temel prensip olmalıdır (5).

Dişsiz çenelerde interark mesafe, karşı arktaki diş veya restorasyonlar ve çene ilişkileri göz önünde bulundurularak, implant destekli sabit protetik restorasyon veya overdenture yapımına karar verilir (6).

Geçmiş yıllarda parsiyel dişsizliği bulunan hastalarda protez planlaması yapılırken yalnızca implant destekli protezler tercih edilirken, son dönemlerde doğal dişin implanta bağlanması konusu gündeme gelmeye başlamıştır. Bu sayede ekonomik ve anatomik şartlar nedeniyle implant sayısı azaltılmış, böylece diş-implant destekli protezlerin bir tedavi alternatifi haline gelmesi sağlanmıştır (5). İmplant-doğal diş destekli protezlerle ilgili yapılan çalışmaların çoğu sabit protezler ile ilgilidir. Literatürde overdenture protezlerde implant-doğal diş bağlantısı üzerine yapılan çalışmalar çok azdır. Overdenture protezlerde

destek olarak doğal diş ve implant kullanılarak oluşturulan tasarımlar hastaya hem ekonomik olarak hem de proprioseptif duyu mekanizmasının devamı açısından avantajlar sağlar. Fakat bu tasarımlar nedeniyle oluşan biyomekanik kuvvetler ve bu kuvvetlerin biyolojik dokularda oluşturduğu etkiler yeterince bilinmemektedir. Yapılan literatür incelemesinde diş-implant destekli overdenture protez tasarımlarında oluşan biyomekanik kuvvetler ve bu kuvvetlerin biyolojik dokularda oluşturduğu etkiler yeterince bilinmediği görölmüştür.

Bu çalışmanın amacı; farklı sayıda implantlarla beraber yapılan farklı tasarımdaki doğal diş ve implant destekli overdenture protezlerde protez üzerine gelen farklı şekillerdeki oklüzal kuvvetlerin kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesidir.

Bu çalışmanın birinci sıfır hipotezi doğal diş-implant destekli overdenture protezlerde farklı tasarımda üst yapı seçeneği kullanmanın kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşan stres üzerine ciddi bir etki yaratmayacağıdır.

Yapılan bu araştırmanın ikinci sıfır hipotezi ise doğal diş-implant destekli overdenture protezlerde implant sayısının artmasının stres dağılımı açısından belirgin bir avantaj sağlamayacağıdır.

Bu çalışmayla beraber doğal diş-implant destekli overdenture protezlerde hangi sayıda implant üzerine yapılan hangi tasarımdaki protezin biyomekanik açıdan daha avantajlı olduğu konusunda literatüre katkı sağlamak, kliniklerinde dental implant kullanan klinisyenlere rehberlik etmek ve bundan sonra yapılacak çalışmalara kaynak sağlamak hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcük anlamı olarak; Latince ‘in; içerisinde’ ve ‘planto; ekme, dikme, yerleştirme’ anlamındaki kelimelerin birlikte kullanılması ile oluşmuştur. İmplantın tıp alanındaki manası ise; ‘canlı dokularda uygun bir bölgeye konumlandırılan, kaybolan bir fonksiyonun yeniden kazandırılması amacı ile yapılan, organik veya inorganik cisim’ olarak tanımlanır (7).

Dental implant ise; ‘intraoral olarak mukoza veya periostun altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden sabit veya hareketli protezlere retansiyon ve destek sağlamak amacıyla yapılan protetik alloplastik materyal’ olarak betimlenir (8).

Mandibular keser diş yerine kullanılmış bir taş implant ilk çağ dönemine ait bir iskelette ortaya çıkmış ve diş hekimliğinde implant ile ilgili ilk bulgu olarak tarihe geçmiştir (9). 18. yüzyılın başında altından üretilmiş kök şeklindeki vidalar ise gerçek anlamda görülmüş ilk dental implantlardır (10).

Modern implantolojinin temellerinin atılmasında, çekilen dişin yerine yapay malzemelerden oluşturulan bir diş koyulması ve bu şekilde proteze destek sağlanması fikri önem taşımıştır (11).

Titanyum blade implantlar 1967 yılında ilk olarak Linkow tarafından sunulmuştur. Linkow blade implantlar ile çenelerin anatomik kısıtlamalarını ortadan kaldıran, çiğneme kuvvetlerini mümkün olabildiği kadar geniş bir kemik yüzeyine yayan temel bir tasarım oluşturmuş ve bu başarısı sayesinde blade implantların bütün dünyada kabul görmesini sağlamıştır (11, 12).

Branemark ve ark.’nın (13) 1960’lı yıllarda yaptıkları incelemeler sayesinde implantolojinin temelleri atılmıştır. Titanyum vidalar implant materyali olarak hayvan deneylerinde kullanılmaya başlanmıştır. Branemark osseointegrasyon kavramını geliştirmek adına ilk mikroskobik çalışmalarını yara iyileşmesi ve kemik ile yumuşak dokuların reolojisi üzerine kurmuştur.

Branemark ve ark. (14) mikroskobik seviyedeki osseointegrasyonun tanımını; ‘vital sağlıklı kemik ile kuvvetin etki ettiği implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı’ olarak yapmışlardır.

İmplantolojinin günümüzdeki durumu, çeşitli cerrahi ve protetik yaklaşımlar, fonksiyonel gereksinimler ve sistemin biyouyumluluğu için implant materyalleri ve implant formlarının denenmesiyle oluşan doku iyileşmesinin anlaşılır hale gelmesi sayesinde olmuştur. İmplantoloji tüm dünya tarafından kabul edilen güvenilir bir tedavi şekli haline gelmiştir. İlk olarak sadece tam dişsiz çenelerin tedavisinde kullanılmış olsa da endikasyonların geliştirilmesiyle birlikte artık, parsiyel ve tam dişsizlik, maksillofasial cerrahi, ortodonti gibi hemen hemen tüm diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır (14, 15).

2.2. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

İmplant tedavilerinde yapılan uzun dönemli çalışmaların başarılı olarak kabul edilebilmesi ve klinik bulguların güvenilir olabilmesi için belirli objektif kriterlere uygun olması gerekmektedir. Albrectsson ve ark.'nın (16) belirlediği kriterler günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleridir. Buna göre bir implantın başarılı olarak onay alabilmesi için;

- Klinik olarak test edildiğinde implantın mobil olmaması,
- İmplant çevresinde enfeksiyon, ağrı ya da patolojik lezyonlar olmaması,
- Radyografide implant çevresinde radyolusent alanlar görülmemesi,
- Osseointegre implantta vertikal kemik kaybının, yerleştirildikten sonraki ilk 1 yıl içinde 1 mm'den, üzerinden geçen her yıl 0.2 mm den az olması,
- Başarı oranının 5 yılın ardından en az % 85; 10 yılın ardından ise en az % 80 olmasıdır.

2.3. İmplant Diş Hekimliğinde Protetik Tedavi Seçenekleri

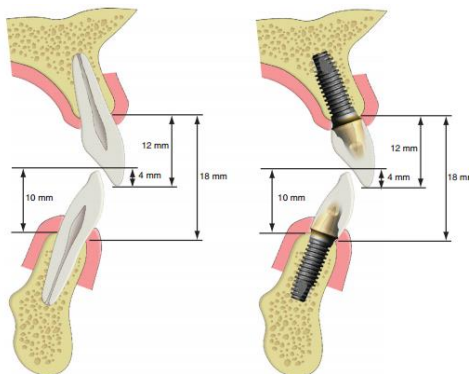
İmplant üstü protezler geleneksel protezlere göre prognozları daha iyi olan tedavilerdir (17). Genel olarak implant tedavi planı, hasta bazında ve problem merkezli olmalıdır. Restorasyon tipi hastaya özel olarak belirlenip tasarlanmalıdır. Geleneksel diş hekimliğinde dişsiz hastalar için sınırlı tedavi seçenekleri bulunur. Herhangi bir destek ilavesi mümkün olmadığından restorasyonun tasarımı direkt olarak hastanın var olan ağız içi durumuna göre belirlenir. İmplant diş hekimliğinde ise implantlar sayesinde oldukça fazla destek bölge oluşturulabilmektedir. Bu sayede tam ve parsiyel dişsiz hastalara birçok tedavi seçeneği sunulabilmektedir (18).

Misch (15) 1989 yılında, implant diş hekimliği adına 5 farklı protetik alternatif sunmuştur. Bunlardan ilk üçü (SP-1, SP-2, SP-3) sabit protezlerdir. Bu protezler kısmi veya

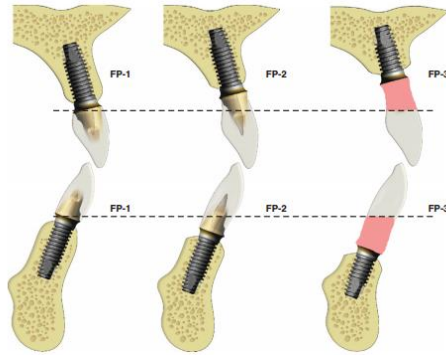
tam dişsizliğin tedavisinde kullanılabilirler ve simante edilebilen veya vidalanabilen şekillerde olabilirler. Bu tedavi seçenekleri telafi edilecek sert ve yumuşak doku miktarına göre değişiklik farklılık gösterir. Sabit restorasyonların en önemli ortak noktası protezi hastanın kendisinin çıkaramamasıdır. Diğer iki restorasyon seçeneği ise (HP-4 ve HP-5) protezin görünümüne değil implantın desteğine göre farklılık gösterir. Misch'in tanımladığı implant üstü protetik restorasyon sınıflaması Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Misch'in implant üstü protetik restorasyon sınıflaması (Misch'den, 15)

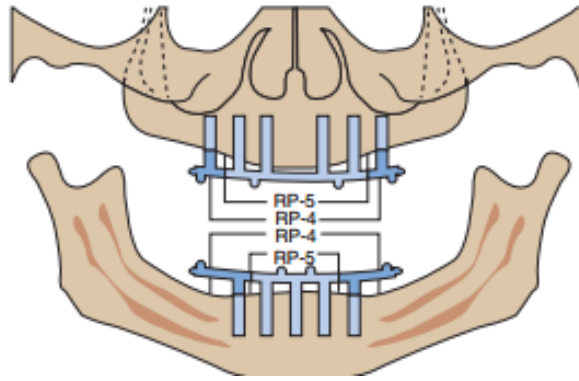
SP-1	Sabit protez	Sadece kronu restore eder	Doğal diş gibi görünür
SP-2	Sabit protez	Kron ve kökün bir kısmını restore eder	Kron konturları oklüzal ½ de normaldir, gingival ½ de uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
SP-3	Sabit protez	Eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder	Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır ancak metal-porselen de olabilir
HP-4	Hareketli protez	Sadece implant destekli implant üst protezlerdir	
HP-5	Hareketli protez	İmplant ve yumuşak doku desteklidir	



Şekil 1. SP1'in görüntüsü (Misch'den, 15)



Şekil 2. SP1-SP2-SP3 görüntüsü (Misch'den,15)



Şekil 3. HP4 – HP5 görüntüsü (Misch'den, 15)

2.4. Overdenture Protezler

Bir ya da daha fazla doğal diş, kök ve/veya implantların üstünü örten, aynı zamanda bu yapılardan destek alan hareketli parsiyel veya total protezler olarak tanımlanır (19).

2.4.1. İmplant Destekli Overdenture Protezler

Protetik diş hekimliğindeki en önemli hedef kalan dokuların sağlığının korunması ve devamlılığının sağlanmasıdır. Dişler kaybedildikten sonra oluşan kemik rezorpsiyonları nedeniyle alveolar kemiğin seviyesinde ve hacminde azalmalar görülür. Diş çekiminden sonraki erken iyileşme döneminde kret genişliğinde ise %50 oranında, yüksekliğinde 1-4.5 mm arasında rezorpsiyon görülmektedir (20, 21).

Dişsizliğin tedavisinde geleneksel yöntem olarak tam protezler kullanılmasına rağmen hastalar somatik ve psikolojik açıdan tam protez kullanımına alışmakta oldukça zorlanmaktadırlar. Dişsizliğe bağlı oluşan ileri derecede kret rezorpsiyonu ve buna bağlı dokuların yaralanma olasılığının artması, tükürük miktarının azalması, protezlerin destek aldıkları dokulardaki yetersizlikler gibi sebeplerden ötürü hastalar tam protez kullanımından şikayetçidirler (22). Vertikal kemik kaybı 25 yıl boyunca devam eden ve alt çenede üst çeneye göre 4 kat daha fazla görülen bir durumdur. Tam protezlerde protezin stabilitesini ve tutuculuğunu olumsuz etkileyen, çiğneme fonksiyonunu düşüren ve hasta memnuniyetini azaltan sebepler arasında dil hareketleri ve alt protezlerin üst çene tam protezlere göre daha az alan kaplaması yer alır (23-25).

Birbirinden farklı rastgele yapılan birkaç kontrol testinde hasta memnuniyeti, çiğneme kabiliyeti ve ağız sağlığına bağlı hayat kalitesi gibi parametrelerin implant destekli overdenture protezlerde konvansiyonel protezlerden çok daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Böylelikle alt çenede iki implant ile desteklenen overdenture protezler uzun dönemde daha köklü ve efektif bir seçenek haline dönüşmüştür (26).

Hastaların ekonomik sebepler yüzünden sabit üst yapı için gerekli implant sayısını karşılayamayacak durumda olması, üst çenede konvansiyonel protezlerin geniş alan kaplamasından dolayı kusma refleksinin olması, nöromusküler koordinasyonlarının yetersiz olması, protezin stabilitesini etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklara sahip olması implant destekli overdenture protezlerin gerekliliğini ortaya çıkarmıştır (27, 28).

İmplant destekli overdenture protezlerin konvansiyonel protezlere göre bazı avantajları vardır;

- Anterior bölgede kemik kaybını minimuma indirir,
- Tekrarlanabilen sentrik ilişki ile oklüzyonun iyileşmesini sağlar,
- Yumuşak doku abrazyonunu azaltır,
- Protez hareketlerinin azalması veya ortadan kalkması ile stabilizasyonda artma,
- Çiğneme etkinliğini ve kuvvetini artırır,
- Estetiği artırır,
- Protezin hacmi azalır,
- Konuşma iyileşir (15).

İmplant destekli overdenture protezlerin sabit protezlere göre de birçok avantajı bulunmaktadır;

- İmplant sayısı azalır buna bağlı olarak maliyet azalır,
- Yumuşak doku taklidinin daha kolay sağlanması ve estetiğin artması,
- Gece parafonksiyonu olan hastalarda stresin azalması,
- Daha düşük laboratuvar masrafı ve kolay tamir olması (15).

Bütün bu avantajlı durumlara rağmen posterior bölgede kemik kaybının devam etmesi, beslenme sırasında besinlerin protezin altına gömülmesi ve hastaların implant uygulaması yaptırmaları nedeniyle psikolojik olarak özellikle sabit protez kullanma isteklerinin olması, implant destekli hareketli protezlerin olumsuz yönlerini oluşturmaktadır (18).

2.4.2. Diş Destekli Overdenture Protezler

Doğal diş köklerinin tam ya da bölümlü protezlerin desteklenmesi amacıyla kullanılması kavramı 1856'lara kadar uzanmaktadır (29). Ağız içerisinde bulunan dişler ya da kökleri destek alarak yapılan hareketli protezler 'diş destekli overdenture'lar olarak adlandırılır (22). Destek olarak genellikle tercih edilen kanin dişler ve uygun tutucu parçanın seçimi retansiyona büyük katkı sağlarlar. Tutucu parça belirlenirken interark mesafe, uygulama kolaylığı, maliyet gibi unsurlar göz önünde bulundurulur (30).

2.4.2.1. Diş Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları

1. Periodontal ligamentler sayesinde proprioseptif duyu mekanizması korunur,
2. Doğal diş kökleri proteze destek sağlar,
3. Oklüzyon ve çiğneme sırasında protezin stabilizasyonunu korur,
4. Alveoler kretin rezorpsiyonunu minimuma indirir,
5. Klinik olarak uygulanması daha kolay ve ekonomiktir,
6. Çiğneme etkinliğini artırır (30-32).

2.4.3. İmplant-Doğal Diş Destekli Overdenture Protezler

Günümüze kadar implant ve doğal diş destekli sabit protezler ile ilgili birçok araştırma yapılmış olmasına rağmen bazı konular hala tartışmalı olarak kalmaya devam etmektedir. Ancak literatürlerde implant ve doğal diş destekli overdenture protezler ile ilgili daha az çalışma yapıldığı görülmüştür (33). Overdenture protezlerde ağızda eğer az sayıda

diş kaldıysa ve bu dişler simetrik bilateral dağılım gösteriyorsa bu durum stabiliteyi artırıcı bir etken olarak görülmüştür. Bu nedenle stabiliteyi artırmak amacıyla ağızda bir veya iki diş kökünün kaldığı durumlarda gerekli bölgelere ya da serbest sonlu vakalarda diş kaybının fazla olduğu tarafa implant yerleştirilmesi önerilmiştir. Böylece protezin retansiyon ve stabilitesini arttırmak için biyomekanik faktörler üzerinde durmak gerektiğinin önemi ortaya çıkmıştır. İlave tutuculuk amacıyla stratejik bölgelere yerleştirilen bir ya da daha fazla implant sayesinde overdenture desteği artar, yumuşak dokuya gelen kuvvet ve protezin kapladığı yüzey alanı azalır, böylece hasta memnuniyeti ve konforu artmış olur (34).

Chen ve ark. (35) yaptıkları bir çalışmada, implant-diş destekli teleskopik overdenture protezlerde tutucuların bir splint gibi davranarak varolan dişleri ve periodontal dokuları koruduğunu böylece kısmi dişsiz hastalar için kıymetli bir tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir.

Klotz ve ark.'nın (36) 2021 yılında implant, implant-diş sağ kalım ve protetik başarı kriterlerini baz alarak yaptıkları prospektif çalışmada sadece implant destekli ve implant-doğal diş destekli overdenture protezleri kıyaslamışlardır. Sonuç olarak iki grup arasında belirgin bir farka rastlanmadığını tespit ederek implant-doğal diş destekli overdenture protezlerin önerilebilir tedavi seçeneği olduğunu bildirmişlerdir (36).

Molinero-Mourelle ve ark.'nın (37) 2022 yılında yaptıkları meta-analiz çalışmasında kısmi dişsiz hastalara yapılan implant-doğal diş destekli hareketli protezlerin mükemmel bir protetik ve implant başarı oranına sahip ve uygulanabilir bir tedavi seçeneği olduğunu öne sürmüşlerdir.

2.4.3.1. İmplant-Doğal Diş Destekli Overdenture Protezlerin Geleneksel Tam Protezlere Göre Avantajları

- Protez daha az yer kaplar,
- Hastanın konforu artar,
- Hastanın memnuniyeti artar,
- Stabilite artar,
- Retansiyon artar,
- Hastanın kendine olan güveni artar (34).

2.4.3.2. İmplant-Doğal Diş Destekli Overdenture Protezlerin İmplant Destekli Sabit Protezlere Göre Avantajları

- Büyük defektleri restore etme şansı olur,
- Daha az cerrahi işleme ihtiyaç duyulur,
- Daha az implant kullanıldığından daha ekonomiktir,
- Daha kolay hijyen sağlanır,
- Gece protez çıkarılabildiği için diş sıkma sonucu oluşan rahatsızlıklar azalır (32).

2.5. Overdenture Protezlerde Kullanılan Tutucu Türleri

Overdenture protezlerin retansiyon ve stabilizasyonunu artırmak amacıyla diş köklerine uygulanan mekanik tutucular yüzyılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Bu uygulamalar 1898 yılında İsviçre’de ortaya çıkmış ve 60 yıl önce Gilmore tarafından yaygın hale getirilmiştir (38). Osteointegrasyon tekniğinin başarısı ve ilerlemesi ile implantlar diş kökleriyle benzer gayelerle kullanılmaya başlanmış ve böylece overdenturelar için güvenilir destek ve tutucu oldukları ortaya konulmuştur (39).

Overdenture protezler fonksiyon esnasında birbirinden farklı doğrultularda birçok türde kuvvete maruz kalırlar. Bu okluzal kuvvetler, farklı tipte tutucuların implantın çevresinde farklı stres dağılımları oluşmasına neden olurlar. Hareketi esnasında lateral kuvvet oluşumunu azaltan, implanta ve etrafındaki dokulara dengeli biçimde stres iletimi gerçekleştiren, iyi retansiyon sağlayan sistemler ideal tutucu sistemlerde aranan özelliklerdir (40-42).

Çiğneme kuvvetleri, overdenture protezlerde kaideyi destekleyen mukoza ve implantlar arasında dağılır (43). Bu kuvvet dağılımının oranları tutucunun tipine ve mukozaya bağlı olarak değişir (44). İmplant sayısının az olduğu durumlarda, yumuşak dokudan daha fazla destek alınacağından tutucular üzerinde daha büyük stres ve yıpranmayla karşılaşılır. İmplant sayısının artmasıyla tutucu sayısı artacağından fulkrum ekseninin sayısı da artar böylece retansiyon da aynı oranda artar (45).

Son zamanlarda birbirinden farklı retantif özellikleri olan çok sayıda tutucu tipi bulunmaktadır. Tutucunun seçiminde ve tedavi planlamasında dikkat edilmesi gereken bazı faktörleri şöyle sıralayabiliriz (45);

- 1) Ekonomik koşullar,
- 2) Retansiyon ihtiyacının miktarı,

- 3) Yumuşak dokulardaki ağrı eşiği,
- 4) Alveoler kretin formu ve rezorpsiyon miktarı,
- 5) Hastanın sosyal statüsü,
- 6) Oral hijyen,
- 7) İnteroklüzal mesafe,
- 8) Maksillomandibular ilişki,
- 9) Hastanın psikolojisi ve beklentileri,
- 10) İmplantlar arası mesafe,
- 11) Karşıt ark dentisyonu (46).

Tutucu sistemler şekli, esneklik miktarı, yapısı ve retansiyon kapasitelerine göre birbirlerinden farklılık göstermektedir. Overdenture protezlerde kullanılan tutucular şunlardır (44, 47):

- Topuz başlı tutucular
- Bar tutucular
- Mıknatıslı tutucular
- Teleskopik tutucular

2.5.1. Topuz Başlı Tutucular (Ball Tutucular)

Doku desteğinin daha fazla olduğu durumlarda tercih edilirler. İçerisinde bulunan naylon yapının esnek bir materyal olması nedeniyle vertikal yönde oluşan hareketlerde destek ve kaide arasında harekete imkân sağlar. Zamanla tutuculuğun kaybolduğu durumlarda naylon yapı değiştirilerek tutuculuk yeniden sağlanır (22, 40).



Şekil 4. Topuz başlı tutucunun ağız içi parçaları (Schroder'den, 48)



Şekil 5. Topuz başlı tutucunun protez parçaları (Schroder'den, 48).

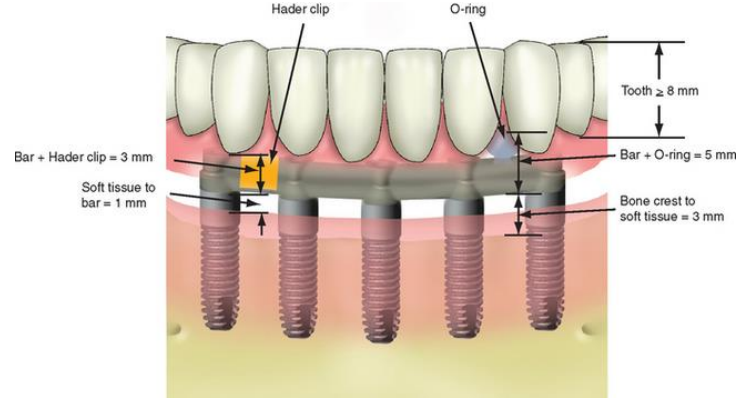
2.5.2. Bar Tutucular

Bar tutucular, 1980 yılında implant destekli overdenture protezlerde kullanılmaya başlanmıştır (49). İki ya da daha fazla desteği birbirine bağlanmasıyla oluşur. Böylece fonksiyonel kuvvetler, destek olarak kullanılan implantlar arasında paylaştırılmış ve bu destekler korunmuş olur. Aynı zamanda retansiyon ve stabilite sağlarlar (50).

Bar tutucular kemiğin kalitesi ve rezorpsiyon durumuna bağlı en az iki olmak üzere üç veya dört implant ile desteklenebilirler. Barların yapılabilmesi için yeterli dikey boyuta ihtiyaç vardır. Bar tutucular tiplerine ve dizaynlarına göre 3-7 mm arasında yere ihtiyaç duyarlar. Barın altında hijyen için en az 1 mm boşluk bulunmalıdır. Bunun sonucunda gingivadan oklüzyon düzlemine kadar en düşük 12 mm mesafe bulunmalıdır. Overdenture protez ile bar arasındaki bağlantı metal ya da plastik klipsler ile sağlanır. Bu bağlantı parçalarının dezavantajları arasında estetik, ekstra yer ihtiyacı, rotasyon hareketinde kısıtlanma, aşınma gibi durumlar bulunur (50).

Overdenture protezlerde barlar; vida yardımıyla ya da simanla sabitlenirler. Araştırmaların çoğu vida retansiyonlu bar bağlantılı protezlerle ilgilidir. Ancak literatürlerde her iki seçenek için de başarı oranları benzer bulunmuştur (15).

Simante barlar kullanıldığında klips ya da o-ring gibi ataşmanlarla overdenture retansiyonu sağlanabilir. Siman aralığı sayesinde minimum boyuttaki uyumsuzlukların kompanse edilmesi sağlanır ve protezde oluşabilecek kasmalardan kaynaklanacak zorluklar aşılmış olunur (51). Bu tekniğin üç avantajı; üst yapının pasif oturma garantisinin olması, maliyetinin düşük olması ve klinik ve laboratuvar prosedürlerinin azalmasıdır (15).



Şekil 6. Bar tutucu (Misch'den,15)

Bar Tutucuların Endikasyonları:

- Maksillar overdenture protezler,
- Mandibulanın aşırı rezorbe olduğu kretlerde,
- Kemikte ve yumuşak dokularda kısmi rezeksiyonların ardından,
- U şeklinde kretlerde,
- Protezlerde ekstra tutuculuk ve stabilizasyona ihtiyaç duyulduğunda (52).

Bar Tutucuların Kontrendikasyonları:

- Hijyenin iyi sağlamayacağı hastalarda,
- İnterark mesafenin az olduğu durumlarda,
- Ekonomik şartların sağlanamadığı durumlarda (52).

Bar Tutucuların Avantajları:

- Kuvvet splintleme nedeniyle dayanaklara daha az iletilir,
- Tutuculuk ve stabilite daha iyidir,
- Mandibulada üç ya da dört implant yerleştirildiğinde immedat yükleme yapılabilir,
- Hekimin hasta başında geçirdiği süre azalır (53).

Bar Tutucuların Dezavantajları:

- Yapım aşamalarının karmaşıktır,
- Mekanik bir problem çıktığında yenilenme ve tamir işlemleri zordur ,

- Ekonomik değildir,
- Hijyenin yeterli değilse plak birikimine neden olur,
- Mukozit ve gingival büyüme eğilimi vardır (53).

Bar tutucular planlanırken bazı hususlara dikkat etmek gerekir. Barın uzunluğu arttığında çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturduğu tork kuvvetleri de artar. Barın uzunluğu azaltılarak oluşacak bu olumsuzluk ortadan kaldırılır. Barın yüksekliği arttığında ise yine kuvvetlerin tork etkisi artar. Bu durumu göz önünde bulundurarak, abutmentlarla birlikte barın toplam yüksekliği minimumda tutulmalıdır. Eğer prefabrike plastik parçalar kullanılarak döküm yapılacaksa, abutmentlar ve barlı bağlantı kıymetli metal alışımından hazırlanmalıdır (50). Bar tutucular kesitlerine göre şu şekilde sınıflandırılırlar (54);

1) U şeklinde barlar:

- Rijittir,
- Kennedy Cl III vakalarında uygundur,
- Dört destek olduğunda kullanılabilir,
- İmplantlar düz bir dayanak hat şeklinde birleştirilir.

2) Yuvarlak kesitli barlar (55):

- Rezilienttir,
- İmplantlara gelen horizontal ve oblik kuvvetleri azaltırlar.

3) Oval kesitli barlar (Dolder) (15):

- Rezilienttir,
- Stres kırıcı gibi davranarak endirekt tutuculuk görevini yerine getirirler.

4) Hader Barlar (15):

- Yarı rezilienttir,
- Diğer tutuculardan daha az yer ihtiyacı vardır,
- Menteşe hareketi yapılabilir,
- Şekil olarak farklılık gösterir, kret bölgesinde etek denilen bir uzantıya sahiptir,
- Paralellik yoksa tolerasyonu azdır.



Şekil 7. Yuvarlak, Hader ve Dolder Barlar (Schroder'den, 48)



Şekil 8. Yuvarlak, Hader ve Dolder bar kesitleri (Schroder'den, 48)

2.5.3. Mıknatıslı Tutucular

İmplant destekli hareketli protezlerde kaide içerisinde kalan mıknatıs ve abutment ya da implant üstü koruyucu olacak şekilde iki farklı parçayı içerir (45). Alaşımlarında neodimyum-demir-boron ya da samaryum-kobalt bulunur. Tutuculuk açısından diğer sistemlerden daha düşük etkisi vardır (56, 57).

- Protetik diş hekimliğinde kullanıldıkları yerler; (57)
- Overdenture protezler,
- Çene-yüz protezleri,
- Tam protezler,
- Hareketli bölümlü protezler,
- İmplant-destekli protezler.



Şekil 9. Mıknatıslı tutucular (Sancaklı'dan, 47)

2.5.4. Teleskopik Tutucular

Çift kron tasarımına dayanan teleskopik tutucular paralel yüzeyleri sayesinde horizontal stabilite sağlar, bu sayede protezin lateral çıkarıcı kuvvetlerine karşı koyar. Teleskopik tutuculu protezlerin takıp çıkartılabilmesi diğer sistemlerden daha rahattır. İleri yaşlarda motor kas aktivitesi zayıflayan hastalarda kullanılması kolaydır (58).

2.6. İmplant Doğal Diş Bağlantısı

Dişsiz sonlanan Kennedy Sınıf I ve Sınıf II vakalarında implant ve doğal diş bağlantıları bir implant yerleştirilmesiyle sabit restorasyon yapılabilme imkânı sunar. İmplant planlanan posterior dişsiz bölgeye komşu 1. ya da 2. premolar dişlerin olduğu vakalar çok sık karşılaşılan vakalardır. İmplant ile doğal diş birbirine rijit olarak bağlanır ve implant bu durumda terminal abutment görevi görür (59). Mandibular kanalın kret tepesine yakın olması, kretin bukkolingual genişliğinin yetersiz olması gibi anatomik nedenler ya da anatomi uygun olsa bile ekonomik koşullar yeterli implant yerleşimine izin vermediğinde implant doğal diş bağlantılı protezler gerekli hale gelir (60, 61).

2.7. İmplant ile Doğal Diş Arasındaki Farklılıklar

İmplantın diş ile arasındaki en önemli fark; dişin kemiğe periodontal ligamentler sayesinde tutunması söz konusuysen implant kemik ile direkt temas etmektedir (62). Kuvvet kemiğe doğru olduğunda, dağılım şekli implantlarda arayüzdeki osseoentegrasyonun sertliği, doğal dişlerde ise periodontal ligamentin esnekliği ile belirlenir. Okluzal kuvvetler sonucunda oluşan yükler periodontal ligamentler aracılığı ile dişi çevreleyen kemiğe

dağılırlar. Periodontal ligamentin görevi alveol kret üzerine gelen kuvvetin etkisini azaltarak bu kuvvetleri absorbe edebilen bir mekanizma fonksiyonu ortaya koymaktır (63).

Doğal dişlerde bulunan periodontal ligamentler nörofizyolojik reseptör işlevine sahiptirler. Dişlerdeki dokunsal (tactile) duyarlılık implantlardan büyük oranda fazladır (64, 65). Periodontal fonksiyonun varlığı dişler ve implantlar üzerine gelecek olan erken faz oklüzyon kuvvetlerinin saptanmasını sağlar. İmplant kemik arasında periodontal ligament olmadığından proprioseptif duyu mekanizması da yoktur. Bunun yerine osseoperception yani kemik duyarlılığı dediğimiz mekanizma ortaya çıkar. Dişlerde gelen yük karşısında ilk olarak bir şok absorpsiyonu gözlemlenir. Sonrasında oluşan stresin dağılımını gerçekleştirir. Aynı durumun implantlardaki etkisi ise tam tersi stres yoğunluğunun artması olarak gözlenir (62).

Gelen yük miktarı arttığında periodontal ligamentte kalınlaşma ve buna bağlı mobilite oluşur. Diş dokusunda ise aşınma ile birlikte ağrı ve fremitus görülebilir. Bu durum implantlarda vida gevşemesi ya da takiben vida kırığı gibi durumlar ortaya çıkarabilir. Bazı vakalarda abutmentta veya protezde kırılmalar gözlenirken kemikte rezorbsiyon ya da implant kırıklarına da rastlanabilir (66).

Doğal diş dikey, yatay ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik hareketlilik gösterir. Yatay yöndeki hareketlilik dikey yöndeki hareketlilikten daha büyüktür. Sağlıklı bir dişin dikey yöndeki fizyolojik hareketi yaklaşık 8-28 µm kadardır. İmplantta bu hareket yaklaşık 0-5 µm arasındadır. Oklüzal kuvvetlerin az olması durumunda dahi (örneğin 500 g olduğunda) yatay yönde oluşan hareketler dişte yaklaşık 56-108 µm kadar iken, rijit implantlarda labio-lingual yönde 12-66 µm, mesio-distal yönde 40-115 µm kadardır (67-69).

İmplant ile diş arasındaki farkları Misch bazı parametrelere göre karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bunlar;

2.7.1. Uzun ömürlülük

Araştırmalarda implant için başarı oranını 5 yıl için % 85, 10 yıl için ise % 80 olarak belirtmişlerdir. Bu değerler doğal dişlerdeki protezlerin başarı oranlarıyla benzer değerlerdir (15).

İmplantlarda başarısızlık biyolojik ve biyomekaniksel etkenlerin rol oynadığı iki farklı şekilde gözlenir (70). Osseointegrasyon sağlanamadığı durumlarda implantların çıkarılması erken dönem başarısızlık iken, restorasyon tamamlandıktan sonra ortaya çıkan

sorunlar geç dönem başarısızlık olarak değerlendirilir (71). Biyomekanik kavramların öneminin hekim tarafından yeterince anlaşılamaması geç dönem başarısızlığı etkileyen faktörlerdendir (15).

2.7.2. Ağrı

Diş hekimliğinde ağız içinde varolan sorunların anlamlandırılabilmesi için gereken birkaç subjektif bulgu vardır. Hasta şikayetlerinde ağrı ve hassasiyet bunların başında gelir. Dişlerde meydana gelen rahatsızlıklarda ilk olarak ortaya çıkan bulgular genel olarak soğuk hassasiyeti ve hiperemidir. Bu şikayetlere nlem alınmadığı takdirde pulpitis gelişir ve sıcak hassasiyeti ile perküsyon sonucu ağrı gözlenmeye başlanır. Bu şikayetler ile gelen hastalar hemen müdahale edilerek tedavileri ertelenmeden tamamlanır. İmplantlar da ise hiperemi ve soğuk hassasiyeti görülmez bu sebepten dolayı ağrı implant sağlığının değerlendirilmesinde az kullanılacak bir bulgudur (18).

2.7.3. Mobilite

İmplant üzerine gelen 500g'lık vertikal ve horizontal kuvvet sonucunda mobilite görülüyorsa bu durum rijit fiksasyon olarak adlandırılır. Mobilitesi olmayan posterior dişlerde yatay olarak 56-73 µm'lik hareket gözlenebilir. Muayene sırasında insan gözünün bu hareketi farketmesi imkansızdır. İmplantlarda da aynı durum geçerlidir. Mobil bir implant görüldüğünde genellikle kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu varlığından söz edilir (15).

2.7.4. Perküsyon

Perküsyon çoğunlukla doğal dişlerde fonksiyon sırasında hassasiyetin olup olmadığını anlamamıza yarayan bir bulgudur. İmplantta ağrı varlığında görülen bir durumdur. Ancak rijit fiksasyon için kullanımında bizi yanlış yönlendirebilir (18).

2.7.5. Krestal Kemik Kaybı

İmplant çevresinde görülen kemik kaybı bize implantın sağlıklı olup olmadığı hakkında önemli bir bilgi sağlar. İmplant uygulandıktan bir yıl sonra 0mm ile 0.2mm arasında krestal kemik kaybı gözlenebilir (39, 72, 73). İmplant çevresindeki kemik kaybı radyografik olarak görüldüğünde dikkat edilmelidir. Parafonksiyonel alışkanlıkların neden olduğu aşırı oklüzal kuvvetler bu durumun etkeni olarak düşünülebilir (15).

2.7.6. Radyografik Değerlendirme

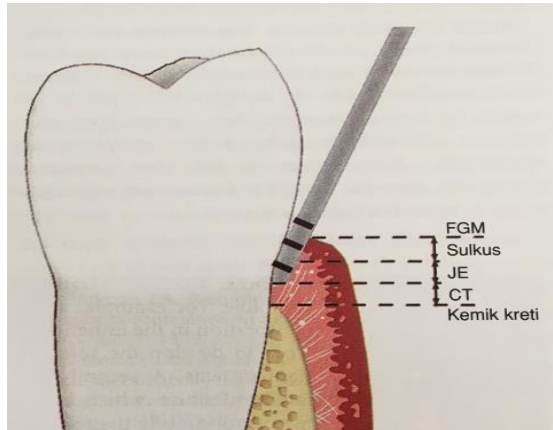
Doğal dişlerde radyografik değerlendirme ile çürükler, endodontik lezyonlar ve periodontal kemik kayıpları teşhis edilebilir. İmplantlar için ise çevrelerindeki kemik kabının tespiti için kullanılan kolay bir yöntemdir (15).

2.7.7. Keratinize Doku

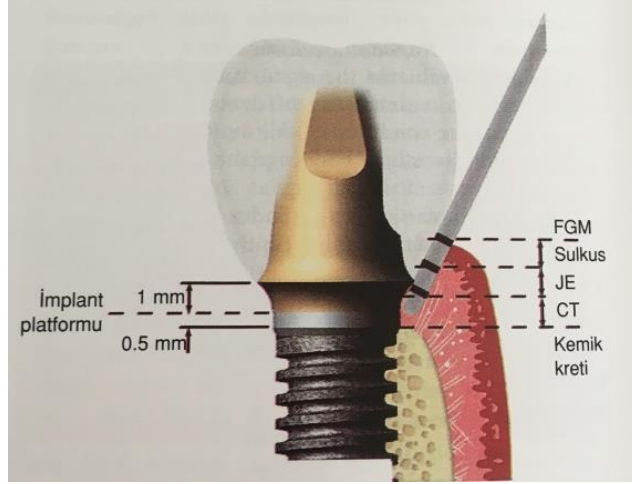
Araştırmalarda keratinize doku varlığının olması veya olmaması konusunda halen net bir bulgu ortaya konamamıştır. Diş çevresindeki periodontal dokularda hareketsiz keratinize dokunun zorunluluğunu ispatlayan bir kanıt bulunamamıştır(74-76). İmplantların etrafında yapışık keratinize doku olması gerekliliği dişlere göre tartışmalıdır ancak yine de keratinize dokunun varlığı daha çok tercih edilir (18).

2.7.8. Sondlama Derinliği

Biyolojik genişliğin farklılığından dolayı implantın çevresindeki sondlama derinliği dişlerden farklıdır (77, 78). İmplantlar stabil ve rijit olduğunda sondlama derinliği 2-6 mm arasında iken, sağlıklı bir dişin sondlama derinliği 3 mm civarındadır. Bağ dokusunda görülen konnektif lifler implant çevresinde yoktur. Bu nedenle sondlama sırasında bağ dokusunun üzerinde yer alan epiltelyal atışmada çok rahat yırtılma görülebilir (79). Doğal dişlerde sondlama derinliğinin arttığı durumlarda bir hastalık ve kemik kaybı olabileceği düşünülebilir ancak implantlar için her zaman bu şekilde düşünülmez (80).



Şekil 10. Diş sondalama derinliği (Misch'den, 15)



Şekil 11. İmplant sondalama derinliği (Misch'den, 15)

2.7.9. Kanama İndeksi

Sondalama sonrasında dişetinde kanama olursa bu enflamasyon ve plak indeksi ile alakalıdır. Kanama indeksi sulkus sağlığının göstergesi olarak bilinmelidir (79).

Doğal dişler ile implantları kıyaslandığımızda, implant ve alveol kemik ara yüzünde periodontal membran ve fibröz doku görülmez. Enflamasyon eğer yumuşak dokuda görülüyorsa ve bu kemik üstünde yer alıyorsa o zaman bakteri aracılığıyla oluşmuş kanaatine varılır. Kanama indeksi erken implant sağlığının belirlenmesinde önemli bir rol oynamaz (15).

İmplantların çevresindeki yumuşak dokularda damarlanma dişlere oranla daha az olduğundan inflamasyon ve kanama doğal dişlere göre daha az olur (81).

2.7.10. Periimplant Hastalık

Gingivitis, bakterilerin indüklediği ve her zaman dental plak ile birlikte var olan marjinal dişetinde görülen enflamasyondur. Etki mekanizmaları değişken olduğundan sınıflandırmaları da değişiklik gösterir. Peri-implantitis ise stres, bakteri ve her ikisinin birlikte indüklemesiyle implant çevresindeki kemikte oluşan kaybı tanımlar (79).

2.8. İmplant ve Doğal Diş Bağlanma Kriterleri

Diş vertikal, horizontal ve rotasyonel yönlerde fizyolojik hareket gösterir. Doğal dişin yüzey alanı ve kök şekli hareket miktarını etkileyen unsurlardır. Kök sayısı, uzunluğu,

çapı, şekli, pozisyonu ve peridontal ligamentin sağlığı doğrudan dişin mobilitesi ile ilgilidir. İmplant ile bağlanan doğal diş periodotal olarak sağlıklı, mobilitesi olmayan bir diş olmalıdır. Abutment olarak kullanılacak dişin prognozu 10 sene ve üzeri ise tedavi planına dahil edilmelidir (15). Mobil doğal desteklerin bağlanmasıyla yapılan protezin mobilitesini sıfıra indirmek için gerekli prensiplerden biri son destek dişin mobil olmaması diğeri ise retansiyon açısından zayıf olmamasıdır (79).

Sağlıklı posterior diş ile bağlanan arka bölgedeki bir implanta vertikal olarak gelen kuvvet karşısında implantta mesial yönde bir gerilim oluşur. İmplantta vertikal olarak 3µm mesial yönde ise 40-115 µm yer değiştirme görülür. İmplant, kemik ve protez hafif diş hareketlerini tolere edebilir. Lateral kuvvetler karşısında diş hareketleri artıp implant hareketleri azaldığından protez dizayn edilirken destek üzerine lateral kuvvet gelmeyecek şekilde tasarlanmalıdır (79).

Anterior dişlerin mobilitesinin posterior dişlerden fazla olması ve periodontal destek alanlarının daha küçük olması restorasyona gelen lateral kuvvetlerin artmasına neden olacağından implantların anterior dişlerle bağlanmasından kaçınmak gerekmektedir. Posterior dişlerde kök yüzey alanlarının anterior dişlere göre fazla olması periodontal olarak daha geniş alana sahip olmasına böylece daha az hareketliliğin görülmesine ve iyi bir dayanak olmasına olanak sağlar (15).

2.9. Oklüzal Kuvvetler

Dental restorasyonların, gelen oklüzal kuvvetler sonrasında biyolojik dokularla olan uyumunun idamesini sağlamak önemli başarı kriterlerinden biridir (82). Restorasyonlara gelen kuvvetler implantlar veya destek dişler aracılığıyla kemiğe iletilirler. Doğal dişlerde periodontal ligament sayesinde kuvvet absorbe edilirken implantlar kemik ile direk temas halinde olduğundan kuvvet direk kemiğe iletilir (83). Kuvvetin yoğunluğu, tipi, yönü ve etki ettiği süre oklüzal kuvvetlerin değerlendirilmesinde rol oynar (84). Çiğneme kuvvetleri; yaş, cinsiyet, hastanın mental sağlığı, dişsiz kalınan dönemin uzunluğu, dentisyonun ve çevre dokuların ne halde olduğu ve gelen kuvvete hangi bölgeden bakıldığına bağlı olarak değişkenlik gösterir (85).

İmplant ya da doğal diş destekli sabit protezlerde çiğneme etkinlikleri arasında pek bir fark görülmemesine rağmen konvansiyonel hareketli protezlerin çiğneme etkinliğinin implant destekli hareketli protezlere göre çok daha az olduğu belirlenmiştir (86). Doğal dişleri ağız içinde olan hastaların ısırma kuvvetleri, tam dişsiz hastaların kullandığı

protezlerin ısırma kuvvetleri ile karşılaştırıldığında arada 5-6 kat oranında fark görülür (11). Hastalarda diş sıkma alışkanlığı var ise bu kuvvetler 6 kat daha artabilmektedir (87). İmplant veya total protezi olmayan hastalarda çiğneme kuvvetlerinin vertikal komponenti 100-2400 N arasında değişebilir (88). Vertikal kuvvet komponentleri ağızda distale doğru gidildikçe artış göstermektedir. Molar dişlerin çiğneme kuvvetleri kesici dişlere göre 4 kat daha fazladır (89). Çiğneme kuvvetleri kadın ve erkekler arasında da farklılıklar oluşturur. Örneğin yapılan bir çalışmada kadınlarda 650 N olan bu kuvvetin erkeklerde 800 N olduğu gözlemlenmiştir (90).

2.10. İmplant-Doğal Diş Bağlantılı Protezlerde Sorunlar Nelerdir?

İmplant ile doğal diş arasındaki mobilite farklılığı nedeniyle oluşan biyomekanik farklılıklar restorasyon yapıldıktan sonra bazı sorunlar oluşturur. Bu sorunlar,

Dişte;

- İntrüzyon görülebilir,
- Kök kırığı oluşabilir,
- Desimantasyon kaynaklı çürük oluşabilir,
- Periapikal periodontitis görülebilir.

İmplantta;

- Osseointegrasyonda bozulmayla karşılaşılabilir,
- Kemik kaybı yaşanabilir,
- İmplant kırığı görülebilir,
- Üst yapı kırığı olabilir,
- Vida kırığı olabilir,
- Vida gevşemesi görülebilir (91).

2.11. İmplant Doğal Diş Bağlantısının Biyomekaniği

Biyomekanik faktörlerin etkisi implantların devamlılığı açısından son derece önemlidir. Bu nedenle yapılacak olan üst yapıların yükleme kuvvetleri fizyolojik olmalıdır. Kuvvet uygulandığında implant ve doğal dişin etrafındaki dokular birbirinden değişik tepkiler ortaya koyar (92). İmplantlar ile dişler aynı arkta ise okluzyon farklı açılardan değerlendirilmelidir. Dişlerde bulunan rezilient bölgeler kuvvetlere karşı immedat deformasyon ile reaksiyon gösterirken uzun vadede periodontal ligament, sement ve kemikte

reorganizasyon oluşur. İmplantlarda ise böyle bir uyum sistemi olmadığından aynı arka birlikte bulunduklarında esas yükü taşıyıcı olarak görev görürler. Bu nedenle oklüzal şekil ve kontaklar dişlerin oklüzyon sırasındaki mobilitelerine dikkat edilerek oluşturulmalıdır. İmplant destekli protezlerde oklüzal teması hafif azaltacak şekilde yaklaşık 50 µm bir aralık bırakılarak, komşu doğal dişlerin rijit implant yapıdan önce oklüzyona gelmesi sağlanmış ve implant yapı korunmuş olur. Kanin koruyuculu oklüzyonun elde edilebilmesi de, sentrik dışı oluşacak temasları azaltacağından implantın korunmasında iyi bir tercih oluşturur. Bu durumların sağlanamadığı koşullarda implant sayısını artırmak potansiyel aşırı yükün karşılamasında sorunları çözmeyecektir (93)

İmplant ve doğal diş destekli protezlere gelen kuvvetler sonucu oluşan moment kolu implant çevresinde fazladan stres birikmesine neden olur. Biriken bu fazla stres osseointegre implant aracılığıyla direk olarak kemiğe iletilir ve bunun sonucunda kemik rezorpsiyonu ile başlayan birçok biyolojik ve mekanik problemlere yol açabilir (94). Doğal diş ve implantın biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılması Tablo 2’de özetlenmiştir;

Tablo 2. Diş ve implantın biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılması (Misch'den, 18)

	Diş	İmplant
Periodontal Ligament	Kuvvetin etkisini azaltır Şok absorpsiyonu sağlar Kuvvetler kök boyunca homojen dağılır Kuvvete bağlı geri dönebilen radyografik değişiklikler oluşur Kuvvet karşısında mobilite görülebilir Mobilite olması lateral kuvvetlerin yayılmasını sağlar Dönme momenti kökün apikal 1/3'ünde bulunur Kuvvet sonucunda fremitus görülebilir	Kuvvetlerden daha fazla etkilenir Şok absorbe olmaz Kuvvetler genellikle alveol kreti etkiler Radyografide krestal bölgede kemik kaybı geri dönüşümsüz olur İmplantlar her daim rijittir Lateral kuvvetler sonucunda kemikte stres artar Dönme momenti krestal bölgede bulunur Fremitus gözlenmez
Biyomekanik Dizayn	Kesiti alındığı bölgenin yerine göre şekil değiştirebilir Elastik modülüs kemiğe yakındır Çapı kuvvetin büyüklüğüyle ilişkilidir	Yuvarlak kesitlidir Elastik modülüs kortikal kemikten 5-10 kat fazladır Çapı kemiğin ebatlarıyla ilişkilidir
Duyusal Sinir	Oklüzal travmayla hiperemi ve soğuk hassasiyeti oluşur Proprioseptif duyu var Düşük fonksiyonel ısırma kuvveti vardır	Oklüzal travmanın herhangi bir öncü işareti görülmez Proprioseptif duyu 5 kat daha az görülür 4 kat daha yüksek fonksiyonel ısırma kuvveti görülür
Oklüzal Materyal	Mine Stresin ilk etapta oluşturduğu belirtiler; -minede aşınma, -stres çizgileri, -servikal kavitelerdir	Porselen (Metal kron) Stresin ilk etapta belirti vermez; -abutmentte vida gevşemesi veya kırık olabilir, -implantta kırılma -geç dönemde protez elemanlarında kırılmalar,

2.12. Protetik Restorasyonlarda Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, kuvvetin biyolojik dokulara uygulanması ve bu dokuların kuvvet karşısında gösterdiği tavrı inceleyen bilim dalıdır (18). Stres analizi araştırmaları mühendislik prensiplerinin biyolojik dokular üzerindeki etkisini inceler. Bu nedenle araştırmalarda kullanılan ve bilinmesi gereken bazı terimler vardır (95).

2.12.1. Kuvvet

Kuvvet, cisimler arasında meydana gelen itme ya da çekme biçiminde oluşan etkileşimlerdir Vektörel bir nicelik olan kuvvet bir yön ile ifade edilebilir ve Newton (N) birimi ile ölçülebilir (96).

2.12.2. Stres

Stres, birim alana uygulanan kuvvetin miktarı olarak değerlendirilir. Uygulanan kuvvet miktarının, uygulandığı alana bölünmesiyle (N/cm^2) stres birimi elde edilir ve bu birim MPa (mega pascal) olarak ifade edilir (96).

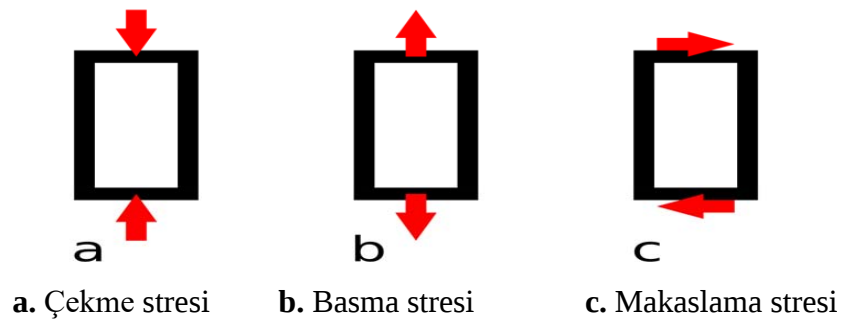
$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

$$\sigma \text{ (Stres, Pascal)} = F \text{ (Newton)} / A \text{ (m}^2, \text{mm}^2) \quad (\text{Eşitlik 2})$$

$$1\text{MPa} = 10^6 \text{ Pa} = 10^6 \text{ N/m}^2 \quad (\text{Eşitlik 3})$$

Stres tipleri üçe ayrılabilir:

1. Çekme Stresi (Tensile Stress); cismin moleküllerinin birbirinden uzaklaşmasına neden olan, aynı doğrultulu ve ters yönlü olan iki kuvvetin oluşturduğu etkidir (Şekil 12a).
2. Basma Stresi (Compressive Stress); cismin moleküllerinin birbirine yaklaşmasına neden olan, aynı doğrultulu ve ters yönlü iki kuvvetin oluşturduğu etkidir (Şekil 12b).
3. Makaslama Stresi (Shear Stress); cismin moleküllerinin birbiri üzerinde paralel yönlü kayma hareketi yapmasına neden olan, farklı doğrultulu ve ters yönlü iki kuvvetin cisim üzerinde aynı anda oluşturduğu etkidir (Şekil 12c) (98).



Şekil 12. Stres tipleri (en.wikipedia.org'dan 99)

2.12.3. Strain (Gerinim)

Cisme uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres sonucunda bir deformasyon oluşur. Oluşan bu deformasyon değerinin cismin uzunluğuna oranına strain denilir. Bu değer bir oran olduğundan dolayı birimi yoktur (97).

2.12.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modulu sabit bir değer olup cismin ne kadar rijit olduğu hakkında bilgi verir. Stresin straine oranı olarak hesaplanır. Bu değer ne kadar yüksek ise cisimde bir deformasyon oluşturabilmek için uygulanacak stres de o kadar fazla olmalıdır (96).

$$E = \text{Stres} / \text{Strain} = \sigma / \epsilon \quad (\text{Eşitlik 4})$$

$$E = \text{Elastisite Modülü} \quad (\text{Eşitlik 5})$$

$$\sigma = \text{Stress} \quad (\text{Eşitlik 6})$$

$$\epsilon = \text{Strain} \quad (\text{Eşitlik 7})$$

2.12.5. Poisson Oranı

Cisimlere uygulanan çekme veya basmada bir strain oluşur. Cisimlerin hacmi sabit kalacağından kuvvet karşısında cisimler uzar ya da kısalır. Oluşan uzama veya kısalma oranında bir daralma ya da genişleme olması gerekir. Stresin yönüne paralel olarak oluşan strain aksial strain, dik olarak oluşan strain lateral strain olarak isimlendirilir. Lateral strainin aksial straine oranına Poisson oranı adı verilir ve strain gibi birimi olmayan bu oran şöyle tabir edilir (97);

$$V = \left| \text{Lateral Strain} / \text{Aksial Strain} \right| \quad (\text{Eşitlik 8})$$

$$\epsilon \text{ (gerinme)} = \Delta l / l$$

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$



(Eşitlik 9)

Şekil 13. Poisson oranı (Çalış'dan, 100)

2.12.6. Lineer Elastik Cisim

Stress ve birim uzamanın doğru orantılı olarak düşünülmesi ve bunun basit bir şekilde ifade edilmesi olarak tanımlanır (101).

2.12.7. İzotrop Cisim

Cismin farklı doğrultularda aynı elastik özelliği göstermesi olarak tanımlanır. Böylece stress ve strain ilişkisi iki malzeme sabiti (elastisite modülü ve Poisson oranı) ile ilgili olarak tanımlanır (101).

2.12.8. Homojen Cisim

Elastik niteliklerin cismin içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (101).

2.12.9. Yield Stres

Bir materyalde stresin artışı gözlemlenirken stresin straine oranlanamayacağı bir sınır noktası bulunur. Bu nokta oransal sınır olarak adlandırılır. Elastik sınır ise daimi deformasyonun altındaki stres olarak ifade edilir. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktarına benzer bir stres gibi tabir edilir. Yüksek yield stresine sahip bir materyalin yapısında daimi deformasyon meydana gelmesi güçtür diyebiliriz (96).

2.12.10. Principle Stres (Asal Gerilme)

Üç boyutlu bir elemanda, en yüksek stres değerleri tüm makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu anda gerçekleşir. Bir elemanın durumu o anda bulunduğu anda normal gerilmelere ‘asal gerilme’ denir. Maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üç farklı tipi bulunur. ‘O¹’ en büyük, ‘O²’ ara, ‘O³’ ise en küçük değer olarak sembollendir (102).

2.12.11. Von Mises Stres

Çekilebilir malzemelerin şekil değiştirmeye başladığı sınır Von Mises (vM) Stres olarak adlandırılır. Yapıların bir kısmında bulunan iç enerji sınır noktasını aşmaya başladığında şekil değişikliği de başlar buna biçim değiştirme enerjisi denilmiştir. Birimi Pascal’dır (102). Formül’ü şu şekildedir:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (\text{Eşitlik 10})$$

2.13. Stres Analiz Yöntemleri

Hem implant destekli hem de doğal diş destekli protezlerde görülen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler bu destekler aracılığıyla kemik ve yumuşak dokulara iletilerek bu dokularda streslerin oluşmasına yol açarlar. Tüm bu streslerin dağılımının belirlenmesi, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının saptanması yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik bir planlama yapılabilmesi için stres analiz yöntemlerinden faydalanılmaktadır (102, 103). Bunlar;

- Strain Gauge (Gerinim Ölçer) ile Analiz Yöntemi
- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Stres Analizi
- Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi
- Termografik Stres Analiz Yöntemleri
- Radyoteleometri İle Stres Analizi Yöntemleri
- Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

2.13.1. Strain Gauge (Gerinim Ölçer) ile Analiz Yöntemi

Yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasına yarayan aygıtlardır. Bu metotta, incelenecek bölgelere gerinime duyarlı olan uçlar yerleştirildikten sonra yapılara kuvvetler uygulanır ve statik ve dinamik gerinim yükselticilerle oluşan gerinim bilgisayara yüklenir (104).

2.13.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem ışığın polarizasyonu ve bazı maddelerin stres altında iken ışığı çift kırması gibi iki fizik kuralına dayanır. Karışık yapılar içerisinde meydana gelen iç baskı ve stresleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştüren bir tekniktir (105). Saydam cisimlerin içerisinde geçen polarize ışığın çift kırılması durumuna dayanan optik bir fenomen olarak tanımlanabilir (106).

Bu yöntem kullanıldığında homojen olmayan kemik yapısının modelleme kapasitesi doğal sınırlamalar oluşturur. Yine de diş hekimliğinde implantların ve protetik restorasyonların fiziksel karakteristiklerinde ve doku cevabının etkileşiminde yaygın ve başarılı olarak kullanılan bir yöntemdir (43).

Fotoelastik stres analiz yöntemi transparan materyallerin polarize ışık altında renkli desenler oluşturmaya özelliğine dayanır. Cisimlere yük uygulandığında ortaya çıkan desenler modeldeki stres dağılımının sonucudur (107).

2.13.3. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi

Bu yöntemde interferometreden yararlanılır. Lazer ışını kullanılarak cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Objeleri genellikle gerçek boyutlarında inceleyebilen, yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştüren hassas bir yöntemdir (108).

2.13.4. Kırılma Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi

Kuvvet dağılımının incelenmesi istenen model üzerine ince bir vernik tabakası homojen bir biçimde püskürtülür ve fırınlanır. Cisme kuvvet uygulandıktan sonra vernik yüzeyinde uygulanan kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar görülür. Kuvvetin yoğun olduğu bölgelerde yoğun oranda çatlaklar izlenir ve bu çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunun gösterir (105, 108).

2.13.5. Termografik Stres Analiz Yöntemleri

Bu stres analizi yönteminde, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensip esas alınır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır (108).

2.13.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemleri

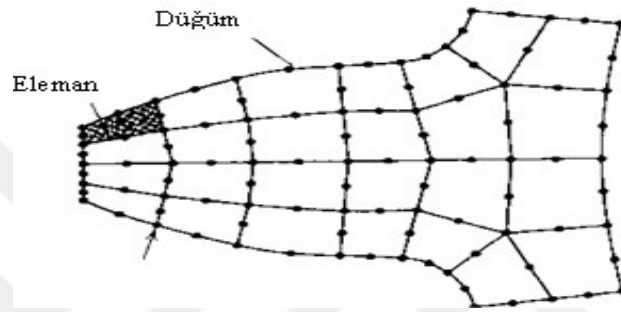
Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Bu yöntemde; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, stres ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedicisi bulunmaktadır. Stres ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine neden olup radyotelemetrinin frekansını etkiler ve sonuçlar oluşur. Bu yöntemin en önemli avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (108).

2.13.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SEA)

‘Parçadan bütüne gitme’ prensibinin benimsendiği sonlu elemanlar yönteminde başta gelen ve en yaygın uygulandığı yer stres analizidir. Gerçek geometrik cisimlerin tam olarak

formüle edilmesi güç olduğundan dolayı sonlu elemanlar stres analizi bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulur (47).

Cisimlerin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısı (mesh) gerekmektedir. Cisimler geometrisine ve boyutuna göre seçilmiş elemanlara (element) bölündüğünde matematik model olarak adlandırılırlar. Matematik modelleri oluşturan elemanların birbirleri ile temas ettiği yüzeylerde düğüm (node) noktaları oluşur.



Şekil 14. Sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (alkanhulya.wordpress.com'dan, 109)

Eleman sayısının artması kuvvet dağılımının ölçümündeki hassasiyeti de artırır. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x,y,z eksenleri üzerindeki koordinatları saptanır ve bilgisayara aktarılır. Geometrik şekli oluşturan elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson Oranı ve Elastisite modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Ortaya çıkan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşturulup bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülür. Bu yol izlenerek her bir elemanın ve elemanların meydana getirdikleri cisimlerin tamamındaki stres, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilir (88, 110-114). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi mühendislik alanından implant biyomekaniğine adapte edilen etkili bir hesaplama aracıdır (115).

Clough ve ark. (116) tarafından 1956 yılında ilk olarak bulunmuş ve uçak mühendisliğinde kullanılmıştır. Teknolojinin de ilerlemesiyle birlikte 1970'lerde iyice geliştirilip günümüzde yine uçak, makine, inşaat ,elektrik, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendisliklerin yanında tıp alanında ortopedide, kalp ve damar cerrahisinde ve estetik

cerrahide de kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise bu yöntem ilk defa Ledley ve Huang'ın matematiksel bir diş modeli oluşturmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzdeki anlamıyla diş hekimliğinde 1970'li yıllarda yapılan bir araştırma ile kullanılmaya başlanmış ve son 20 yıldır ortodonti, tedavi, implant ve protez dallarında çalışmalar yapılmıştır (116-121).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi uygulamak istenilen cismin üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için iki farklı yöntem kullanılabilir (101):

1. MR (Manyetik Rezonans) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması
2. Koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulması

Bu yöntemlerde bazen sorunlar oluşabilmektedir. Bunlardan biri Magnetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tarama (BT) görüntüleme sistemleri ile CAD (Computer Aided Design) programları arasında uyum sorunu yaşanabilir, diğeri ise koordinat ölçme cihazları ile sayısallaştırılmış nokta ve yüzey verilerinin üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersiz kalmasıdır (101).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler şunlardır (101, 122);

- Modele uygulanacak kuvvetler,
- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların Poisson oranı ve Elastisite modülü değerleri,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak analizin tipi,

Deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesinde güçlük ve olanaksızlık olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesinde sonlu elemanlar stres analizi yönteminin oldukça önemli bir yeri bulunmaktadır, zamanla gelişen yazılım ve donanımlar sayesinde bu önem daha da artmaktadır (101).

Sonu elemanlar stres analiz sonuçlarındaki önemli nokta doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslanarak anlamlı sonuçlar bulunmasıdır (102).

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler gözlemlenebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresler), eksensel gerilimler (aksial stresler), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresler) olabilir. Verileri değerlendirirken incelenen materyalin mekanik özelliklerini göz önünde bulundurmak gerekir (123).

Kırılgan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önem taşır. Modelde oluşan en yüksek çekme tipi stres en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress), en yüksek sıkışma tipi stres ise en düşük asal gerilim (minimum principal stress) olarak tanımlanır. Metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için de von Mises stres sonuçları değerlendirilir. Bu yüzden implant materyali olan titanyumda oluşan stres değerleri von Mises stresleri ile incelenir. Von Mises stres değerleri hem genel olarak bütün yapıdaki makaslama streslerini oluşturan stres değerleri ile ilgili bilgi verir hem de plastik deformasyondan sorumlu olan distorsiyon enerjisi ile alakası vardır. Yield noktasını ifade eder ve bu noktanın aşılması sonucunda materyalde artık elastik davranış gözlenmez daimi deformasyon meydana gelir (124).

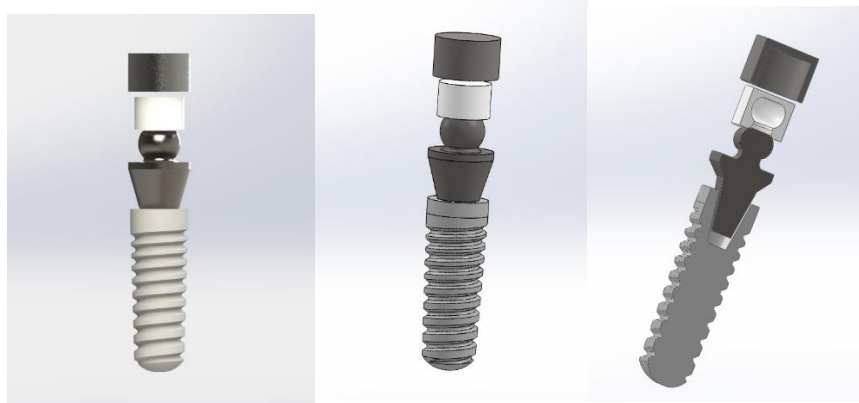
Von Mises stresleri, kemikte oluşan stres bölgesini tek bir nokta üzerinde toplayabildiğinden sonlu elemanlar analizlerinde sıklıkla tercih edilir (125).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve KTÜ Teknokent Güner Medikal Mühendislik AR-GE'de gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, alt çenede tam ve kısmi dişsizlik vakalarında doğal diş, sadece implant ve implant-doğal diş destekli overdenture protez uygulamalarında kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

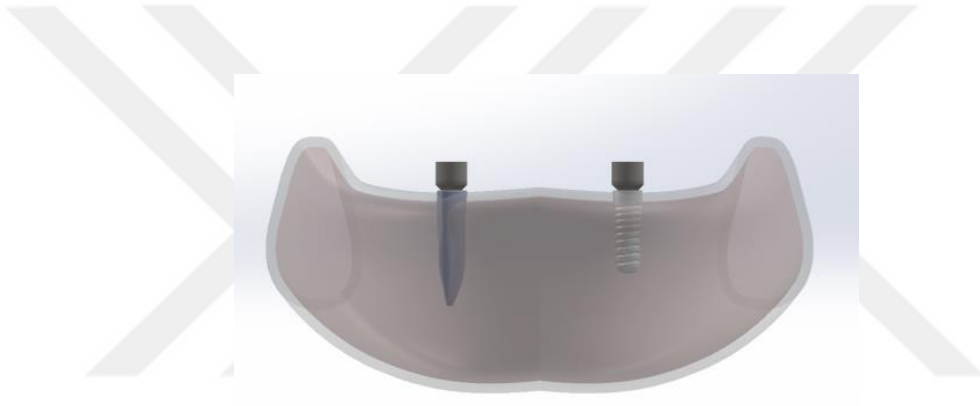
Çalışmada kullanılan implant Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV) (Zimmer Dental, Carlsbad, California, ABD) 4.1 çapında ve 11.5 mm uzunluğundadır. İmplant üzerine uygulanan topuz başlı tutucu parçaları 2.5 mm çapında, retantif parçaları ise bu çapa uygun metal ve naylon kepten oluşur (Şekil 15). Tutucu bar üstyapı ise 3 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda titanyum dolder bar ve 3 mm yüksekliğinde bar klipsinden oluşur. Kanin diş morfolojileri bilgisayarda modellenirken Wheeler's Dental Anatomy (126) atlasından yararlanılarak 16 mm kök boyu, 7 mm bukkolingual mesafe, 5 mm mesiodistal mesafe olacak şekilde tanımlandı. Diş kökünün 2/3'ü post yuvasına uygun şekilde modellendi. Dişlerin kemik içerisindeki kök yüzeylerine 0.25 mm kalınlığında periodontal ligament (PDL) eklendi (Şekil 16). Çalışmadaki tüm yapılar lineer olarak modellenirken periodontal ligament non-lineer olarak modellendi.



Şekil 15. Modellenen implant ve topuz başlı tutucu ilişkisi ve kesit görüntüsü



Şekil 16. Modellenen diş ve topuz başlı tutucu kesit görüntüsü



Şekil 17. Modellenen implant ve dişin mandibuladaki görüntü örneği

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Tam dişsiz bir hastanın alt çenesinden alınan ölçünün üzerine yapılan total protez ve önceden çekilmiş bir alt çene kanin dişi Metris Laser Scanner (Metris HQ, Leuven, Belgium) ile tarandı. Bu tarama görüntüleri Solidworks (Solidworks 2016 Premium Dassault Systemes, ABD) programına aktarıldı. Lazer tarama metoduyla elde edilen nokta bulutları temizlenip kullanılabilir CAD dataları haline getirilmiştir. Lazer tarama metoduyla oluşturulan total protez görüntüsüne uygun olarak mandibula (mukoza, kortikal kemik, spongios kemik) modellendi (Şekil 18, 19, 20). İmplantlar, kanin diş, dolder bar, topuz başlı tutucu, metal kep ve naylon kep yine Solidworks 2016 programı ile modellendi.

3 boyutlu ağ yapısının (meshleme) ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için ANSYS V12 (Southpointe 2600 Ansys Drive Canonsburg, USA) programı kullanılmıştır.



Şekil 18. Modellenen protez ve mandibulanın görüntüsü



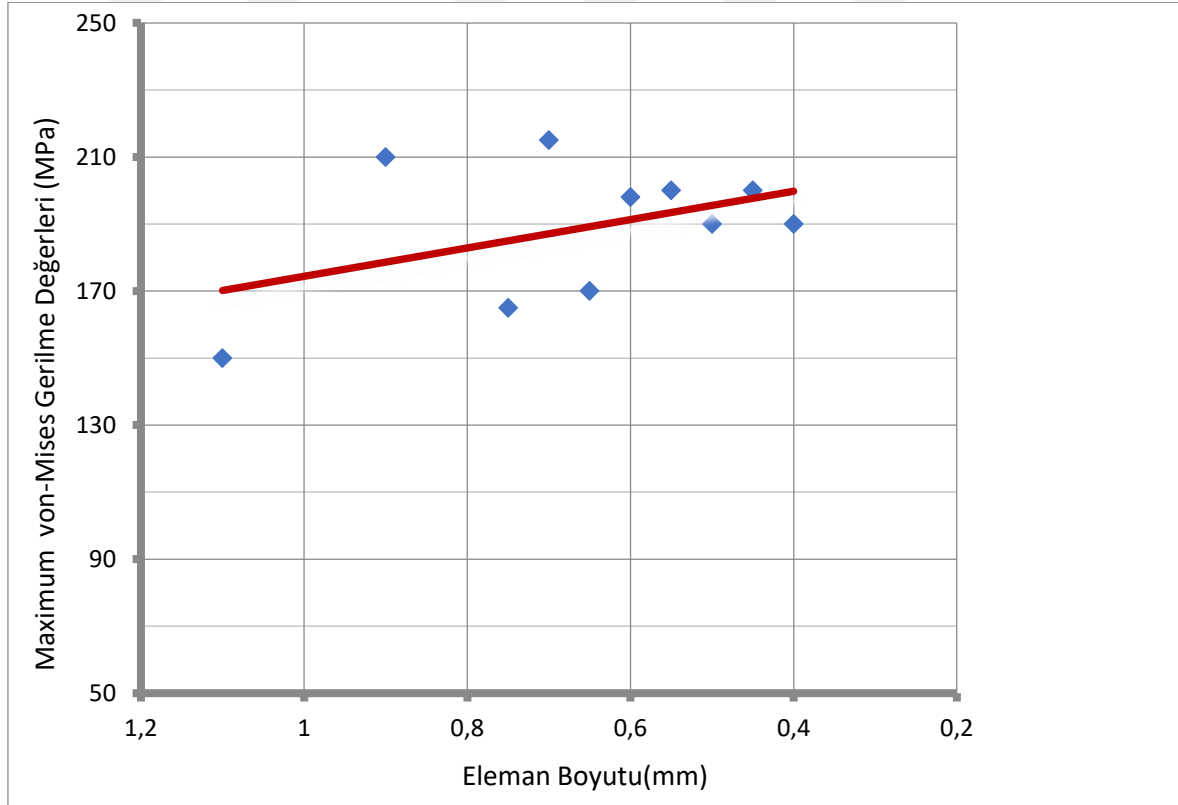
Şekil 19. Modellenen protez ve mandibulanun kesit görünümü



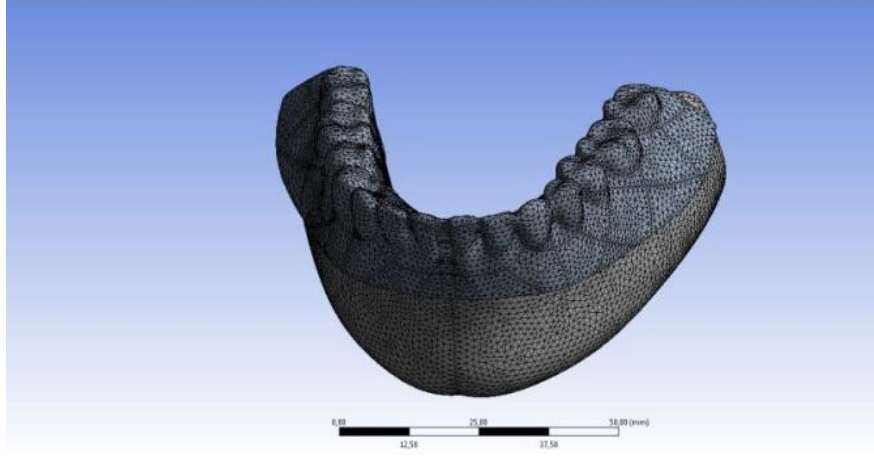
Şekil 20. Modellenen spongioz kemik, kortikal kemik, mukoza, implantlar, topuz başlı tutucu, naylon kep, metal kep ve protezin montaj görüntüsü

3.2. Katı Modellerin Oluşturulması

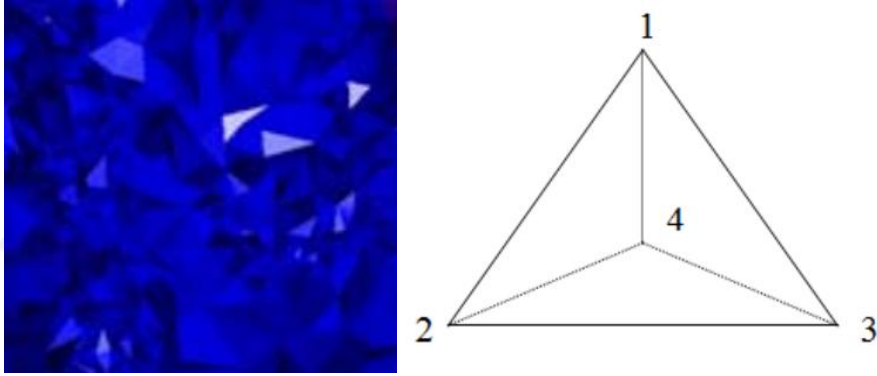
Solidworks 2016 programı ile oluşturulan CAD datalarının tümü seçilerek “Mesh işlemi” (ağ yapı oluşturma) işlemi için sonlu elemanlar analiz programına (ANSYS V12) gönderildi. Meshleme çalışmalarında tetrahedral eleman tipi kullanıldı. Tetrahedral eleman tipi karmaşık yüzeylerin mesh yapısı için ideal form olup, mesh eleman boyutu olarak yakınsama testi gerçekleştirildi. Yakınsama çalışmalarında ideal eleman boyutunun 0,55 mm olduğu görüldü. Meshleme işlemi sonrasında her bir model için elde edilen eleman ve düğüm sayıları Tablo 3’te gösterilmiştir.



Şekil 21. Mesh eleman boyutu için yakınsama çalışması grafiği



Şekil 22. Mesh işlemi uygulanmış modelin görüntüsü



Şekil 23. Katı modeldeki kullanılan tetrahedral eleman tipi

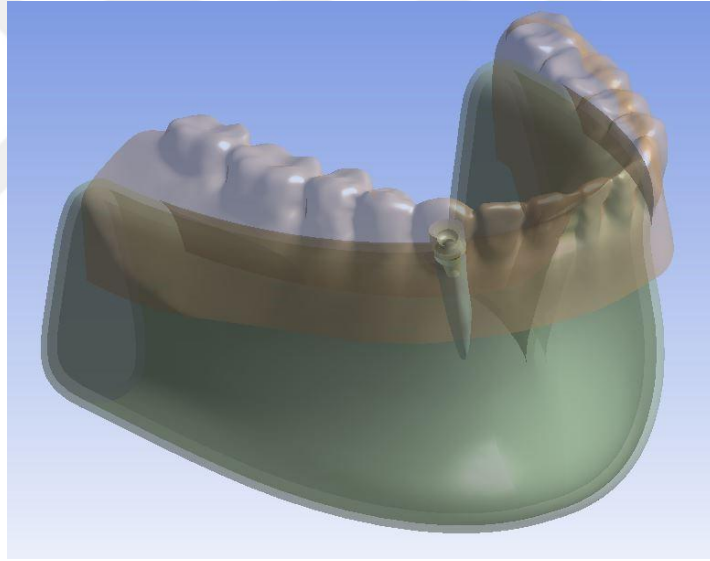
Tablo 3. Her bir model için elde edilen eleman ve düğüm sayıları

MODEL ADI	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM SAYISI
Model 1	524731	897327
Model 2	407218	706840
Model 3	482346	786885
Model 4	428200	743056
Model 5	567475	893671
Model 6	400430	731263
Model 7	598239	978511
Model 8	455317	792196
Model 9	564145	948883

3.3. Çalışma Modelleri

Çalışmada diş, implant ve diş ve implant ile desteklenen overdenture protezler 9 farklı tasarım modeli ile oluşturulmuştur.

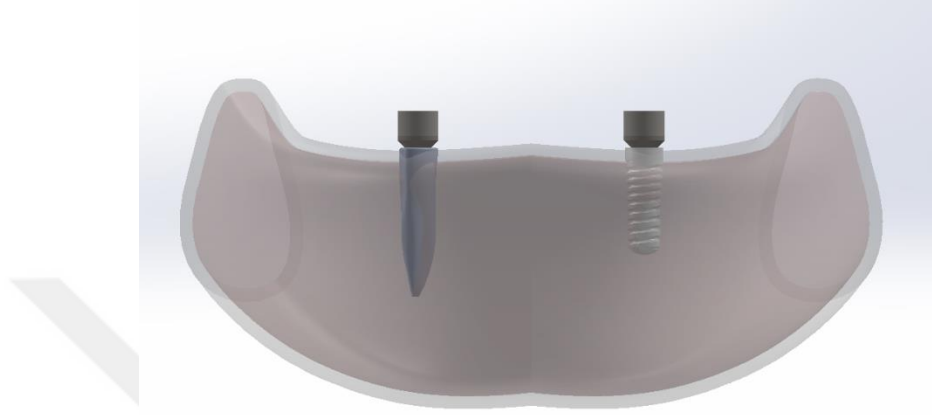
Model 1: Alt çene üzerinde sağ kanin bölgesinde kemik seviyesinin 1mm üzerinde diş kökü ve diş kökünü saran peridontal ligament modellenmiştir. Tutucu parça olarak implantta modellenen parçalardan topuz başlı tutucu, cap attachmet housing (CAH) yani metal kep ve cap attachment nylon (CAN) yani naylon kep kopyalanarak diş üzerine yerleştirilip tanımlanmıştır. Tek dişle desteklenen hareketli alt tam protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 24).



Şekil 24. Model 1'in tüm yapıları ile görüntüsü

Model 2: Alt çene sol kanin bölgesine kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5 mm boyunda bir adet implant yerleştirilmiştir. İmplantın üzerine topuz başlı tutucu metal kep (CAH) ve naylon kep (CAN) tanımlanarak modelleme yapılmıştır. Sağ kanin bölgesine kemik seviyesinin 1mm üzerinde diş kökü ve diş kökünü saran periodontal ligament modellenmiştir. Diş üzerine tutucu parça olarak implantta modellenen parçalar kopyalanarak

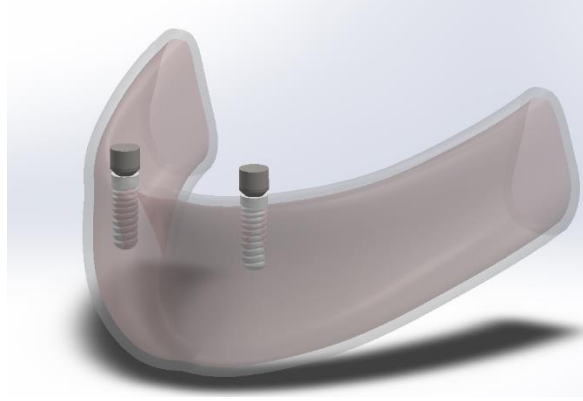
tanımlanmıştır ve sonuçta bir adet diş ve bir adet implantla desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 25).



Şekil 25. Model 2'nin tasarlanan görüntüsü

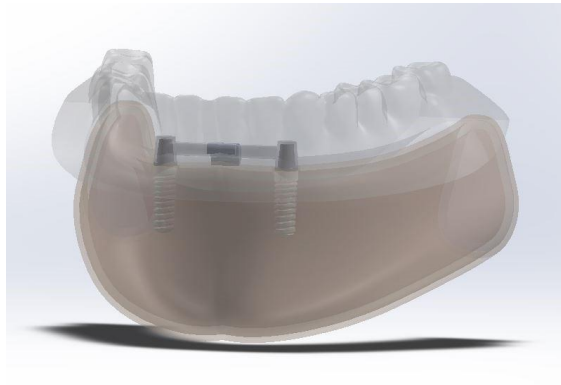
Model 3: Alt çene sağ kanin bölgesine kemik seviyesinin 1mm üzerinde diş kökü ve diş kökünü saran peridontal ligament modellenmiştir. Sol kanin bölgesine de kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5 mm boyunda bir adet implant yerleştirilmiştir. Tutucu parça olarak implant üzerine tanımlanan bar destek parçası kopyalanarak simetrik olarak dişe de uygulanmıştır ve bunların üzerine simante edilebilen dolder bar ve klips modellenmiştir. Sonuç olarak 1 adet diş, 1 adet implant ve bar ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur.

Model 4: Alt çene sağ kanin bölgesine kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5 mm boyunda bir adet implant yerleştirilmiştir. İmplantın üzerine topuz başlı tutucu, metal kep (CAH) ve naylon kep (CAN) tanımlanarak modelleme yapılmıştır. Sol kanin bölgesine de, elde edilen sağ tarafın simetriği paralel olarak aynı şekilde modellenmiştir. Sonuç olarak 2 adet implant ve topuz başlı tutucularla desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 26).



Şekil 26. Model 4' ün görüntüsü

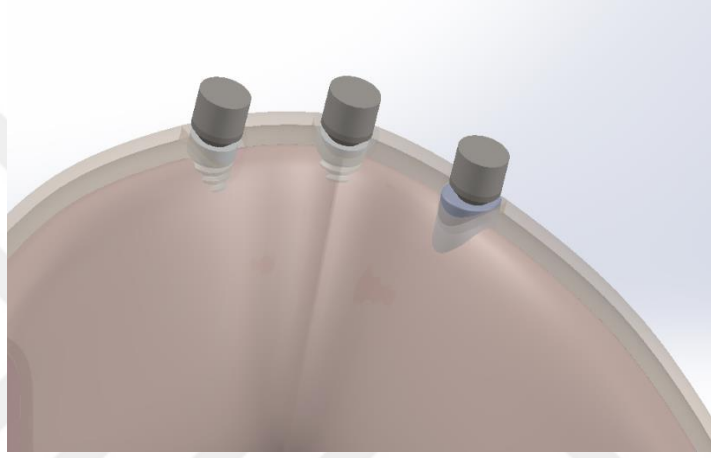
Model 5: Alt çene sağ ve sol kanin bölgesine simetrik ve birbirine paralel kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5 mm boyunda 2 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların üzerine tutucu olarak bar destekleri ve bunların üzerine simante edilebilen dolder bar ve klips modellenmiştir. Sonuç olarak 2 adet implant ve bar tutucu ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 27).



Şekil 27. Model 5'in görüntüsü

Model 6: Alt çene sağ kanin bölgesine kemik seviyesinin 1mm üzerinde diş kökü ve diş kökünü saran peridontal ligament modellenmiştir. Sol kanin bölgesine ve sağ kanin diş

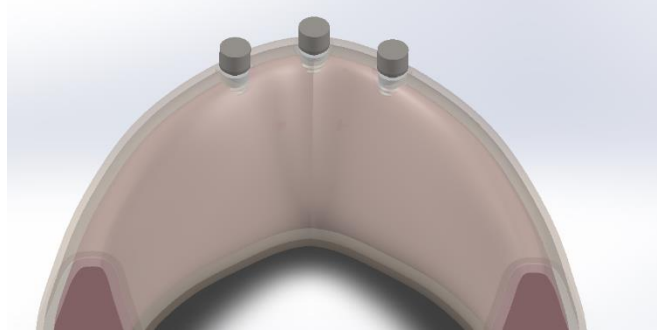
ile sol kanin implanta eşit mesafede olacak şekilde tam ortada kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5 mm boyunda 2 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantlar ve diş üzerine topuz başlı tutucu, metal kep (CAH) ve naylon kep (CAN) tanımlanarak modelleme yapılmıştır. Sonuç olarak 1 adet diş, 2 adet implant ve topuz başlı tutucu ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 28).



Şekil 28. Model 6'nın görüntüsü

Model 7: Alt çene sağ kanin bölgesine kemik seviyesinin 1mm üzerinde diş kökü ve diş kökünü saran non lineer özellikteki peridontal ligament modellenmiştir. Sol kanin bölgesine ve sağ kanin diş ile sol kanin implanta eşit mesafede olacak şekilde tam ortada kemik seviyesinde 4.1mm çapında, 11.5mm boyunda 2 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantlar ve diş üzerine tutucu parça olarak bar destekleri ve bunların üzerine simante edilebilen dolder bar ve klips modellenmiştir. Sonuç olarak 1 adet diş, 2 adet implant ve bar ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur.

Model 8: Alt çene sağ kanin, sol kanin ve ikisinin tam ortasına yerleşecek şekilde 4.1mm çapında, 11.5mm boyunda 3 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların üzerine topuz başlı tutucu, metal kep (CAH) ve naylon (CAN) tanımlanarak modelleme yapılmıştır. Sonuç olarak 3 adet implant ve topuz başlı tutucu ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur (Şekil 29).



Şekil 29. Model 8'in görüntüsü

Model 9: Alt çene sağ kanin, sol kanin ve ikisinin tam ortasına yerleşecek şekilde 4.1mm çapında, 11.5mm boyunda 3 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların üzerine tutucu olarak bar destekleri ve bunların üzerine simante edilebilen dolder bar ve klips modellenmiştir. Sonuç olarak 3 adet implant ve bar ile desteklenen overdenture protez ve destek yapıların modeli oluşturulmuştur.

3.4. Modellerde Kullanılan Materyallerin Özellikleri

Modellerde kullanılan yapıların materyallerinin özellikleri PDL haricinde homojen, izotropik ve lineer elastik 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. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Modelleri tanımlamak kullanılan materyallere ait kullanılan Poisson oranı ve Elastiklik modülü değerleri tabloda gösterildi (Tablo 4).

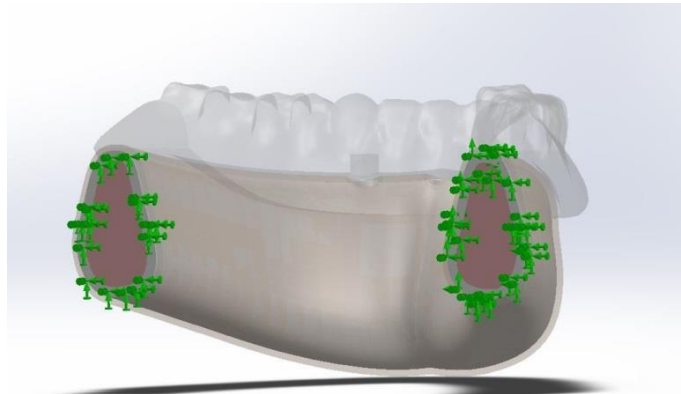
Tablo 4. Modellerde kullanılan materyal özellikleri

Kullanılan Materyaller	Elastiklik Modülü (MPa)	Poisson Oranı (v)	Referans
Spongioz Kemik	1370	0.30	(22)
Kortikal Kemik	13700	0.30	(127)
Periodontal Ligament	2	0.45	(128)
Titanyum (Abutment,bar,vıda)	110000	0.35	(105)
Ti6Al4V	104800	0.31	(129)
Dentin	18600	0.31	(117)
Mukoza	1	0.37	(130)
Polimetilmetakrilat	3000	0.35	(131)
Naylon kep	350	0.40	(130)
Paslanmaz Çelik	190000	0.31	(132)
Dolder Bar Klips	3000	0.28	(133)
Rezin siman	18600	0.28	(134)

3.5. Sınır Koşulları

Model korpus mandibuladan (çene kemiğinin gövde kısmının sonundan) itibaren kesilerek her DOF (Degree of Freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

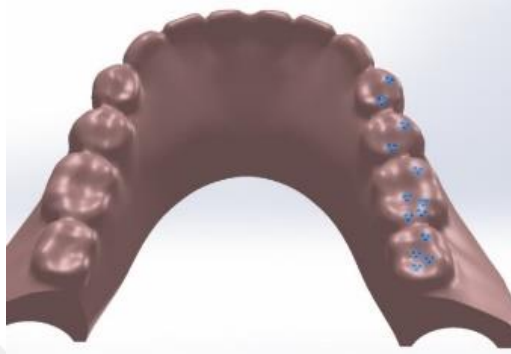
Analizde mandibula kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellendi. Düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi.



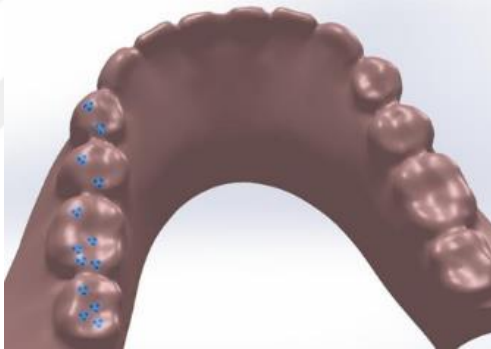
Şekil 30. Modellerde sınır koşullarının görüntüsü

3.6. Yükleme Koşulları

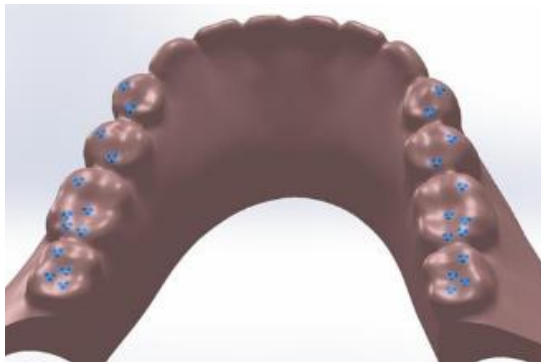
Çalışmada; diş, implant ve diş-implant ile desteklenen overdenture protezlere hastalardaki ısırma kuvvetlerini taklit etmek amacıyla vertikal ekseninde 150 N kuvvet 3 farklı şekilde uygulandı.



a) 1. yüklemedeki temas noktaları



b) 2. yüklemedeki temas noktaları



c) 3. yüklemedeki temas noktaları

Şekil 31. Kuvvetlerin uygulandığı noktalar (a-b-c)

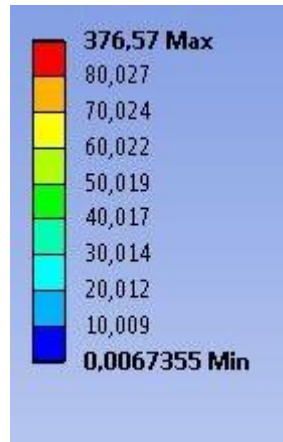
Bu çalışmadaki yükleme aşağıdaki şekilde uygulanmıştır:

1. Yükleme: Sağ tarataki 1. premolar, 2. premolar, 1. molar, 2. molar dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N uygulandı.
2. Yükleme: Sol taraftaki 1. premolar, 2. premolar, 1. molar, 2. molar dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N uygulandı.
3. Yükleme: birinci ve ikinci yükleme aynı anda birlikte toplam 300 N uygulandı.

Çalışmada 9 adet matematiksel model üzerine uygulanan değişik tasarımlardaki overdenture protezlere gelen 3 farklı oklüzal kuvvetin, kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu stres miktarları Von Mises kriterlerine göre sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendi.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

ANSYS V12 programı model üzerinde ölçüm yapılırken Von Mises kriterlerine göre maksimum ve minimum stres değerlerinin elde edilmesini sağlamaktadır. Bu özelliğinden dolayı bütün modellerde kortikal ve spongios kemik yüzeyindeki stres dağılımları renk skalaları ile gösterilmiştir. Stres miktarı kırmızıdan maviye doğru azalmaktadır.



Şekil 32. ANSYS programının stres dağılım skalası örneği

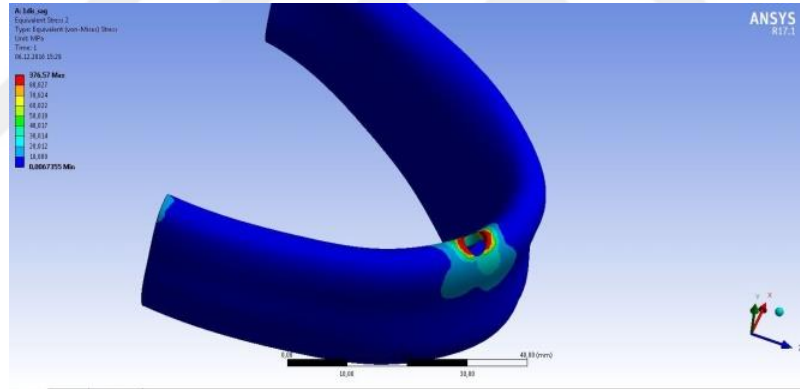
4. BULGULAR

Çalışmada 9 ayrı tasarımda 3 farklı vertikal yükleme altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum Von Mises stres bulguları değerlendirildi. Elde edilen bulgular ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller ile sunulmuştur.

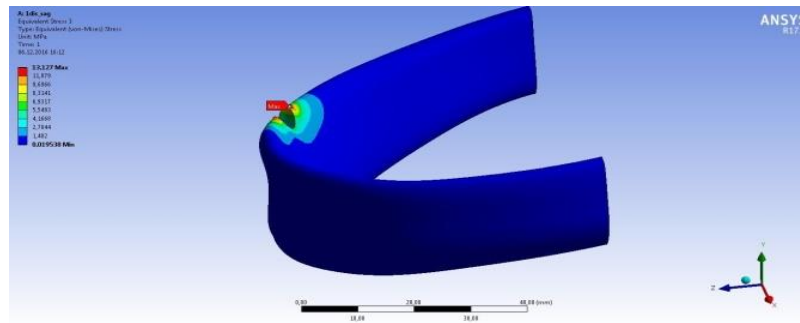
4.1. Model 1 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.1.1. Model 1 / 1. Yükleme

1. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, dişin mesial ve distalinde 376.57 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise dişin distalinde 13.127 MPa olarak bulundu.



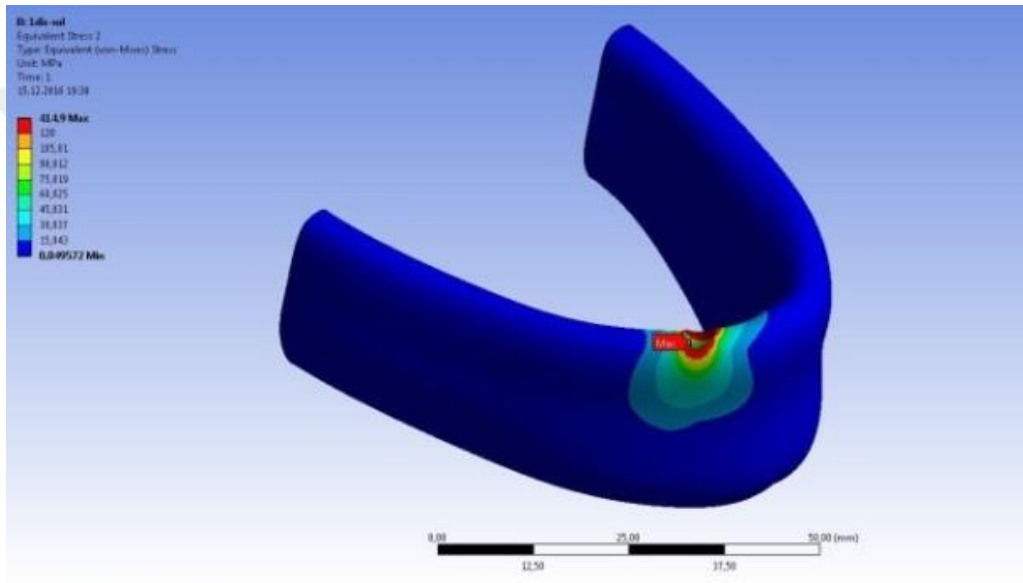
Şekil 33. Model 1 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



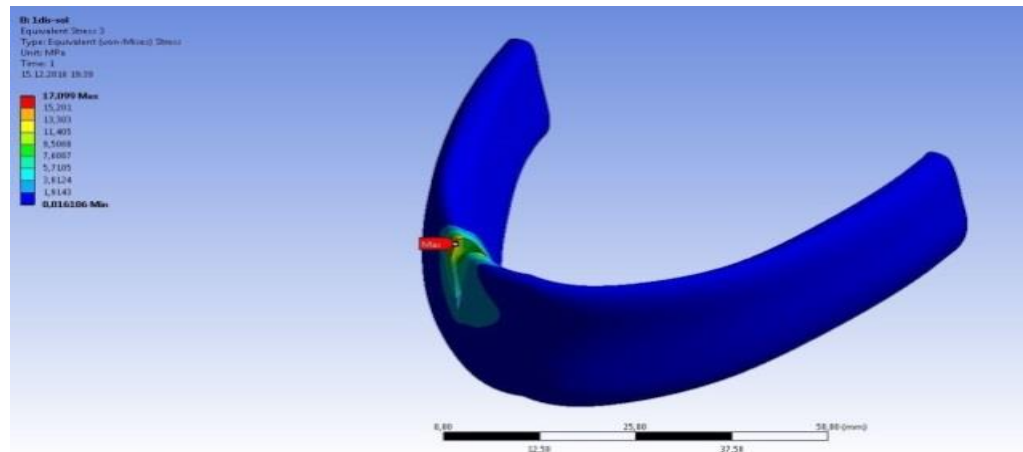
Şekil 34. Model 1 için 1. yüklemede spongiöz kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı

4.1.2. Model 1 / 2. Yükleme

1. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte dişin tüm çevresinde stres yoğunluğu görülürken oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafın karşısında, dişin distalinde 414.9 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine dişin distalinde 17.099 Mpa olarak bulundu.



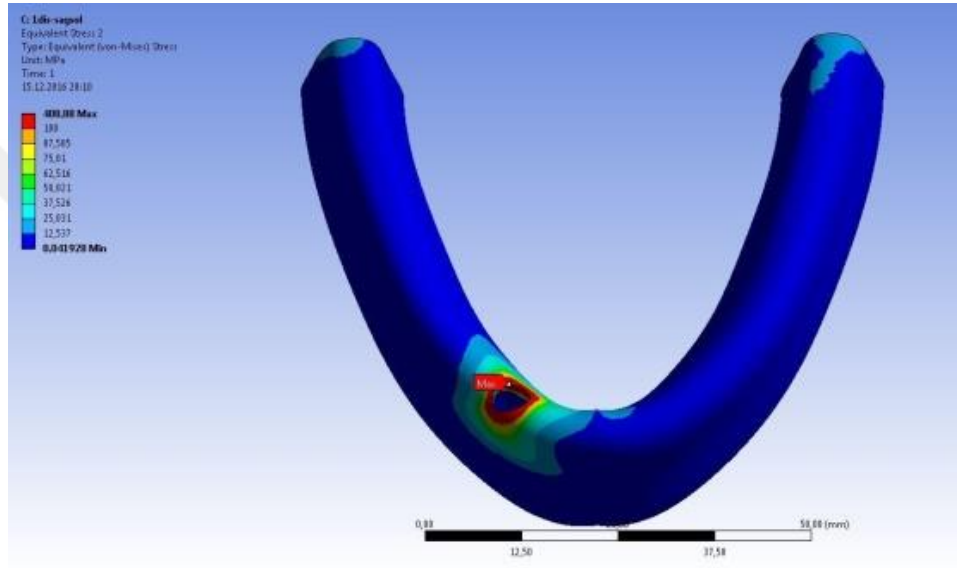
Şekil 35. Model 1 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



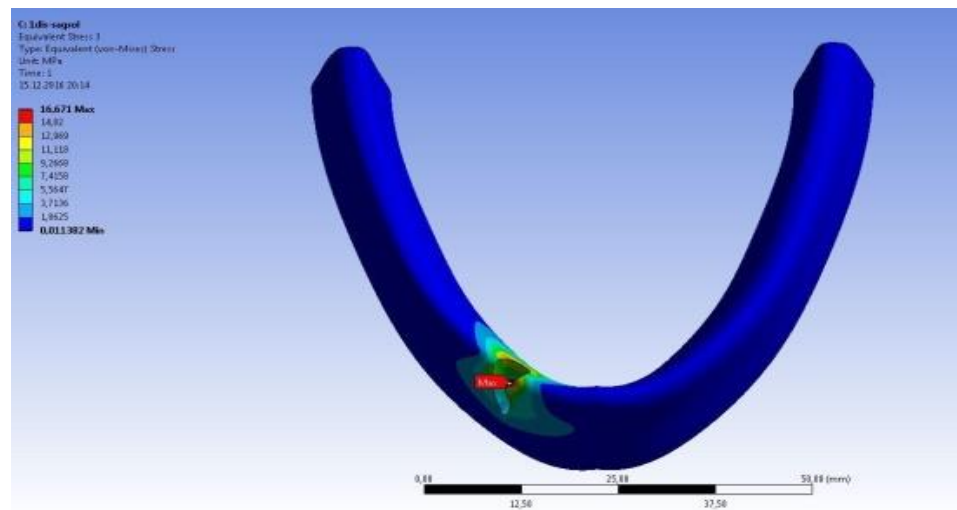
Şekil 36. Model 1 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.1.3. Model 1 / 3. Yükleme

1. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte dişin tüm çevresinde stres yoğunluğu görülürken oluşan en yüksek stres dişin disto-lingualinde 408.88 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres dişin mesialinde 16.671 Mpa olarak bulundu.



Şekil 37. Model 1 için 3. yüklemede Kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 38. Model 1 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 1’de yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 5’te gösterilmiştir.

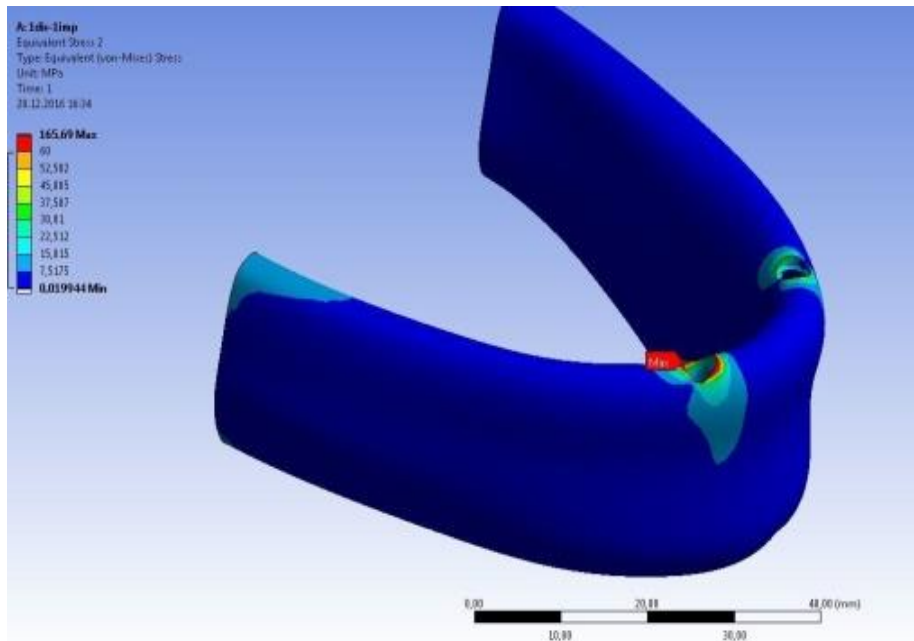
Tablo 5. Model 1’deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	376.57	414.9	408.88
Spongioz kemik	13.127	17.099	16.671

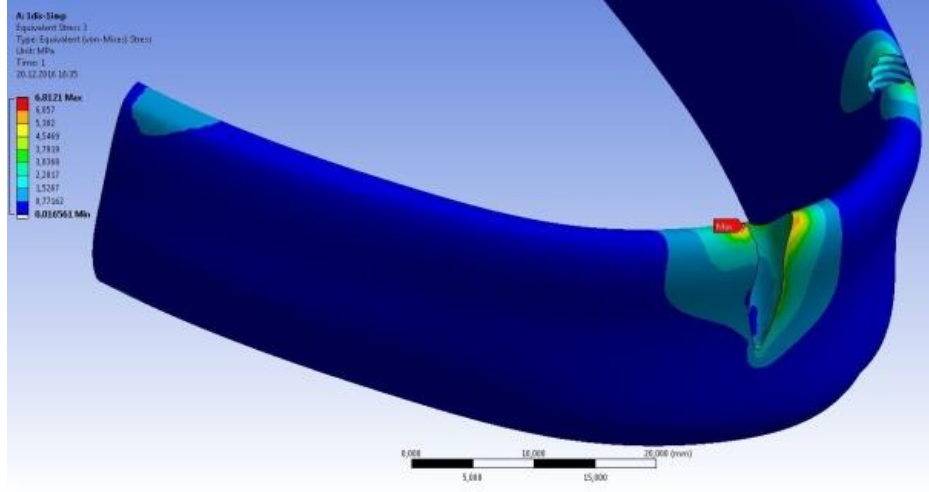
4.2. Model 2 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.2.1. Model 2 / 1. Yükleme

2. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, dişin distalinde 165.69 Mpa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine dişin distalinde 6.812 MPa olarak bulundu.



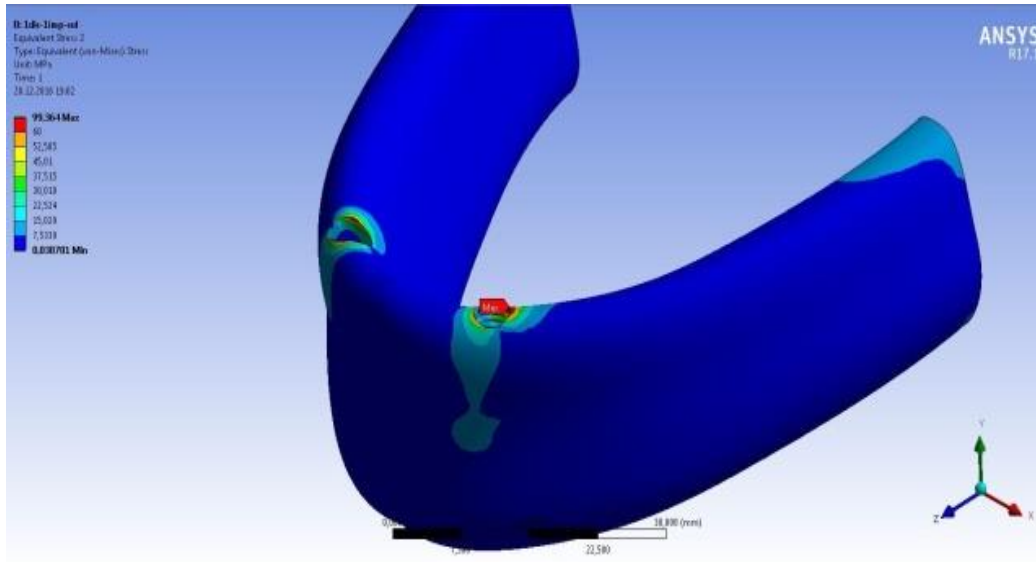
Şekil 39. Model 2 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



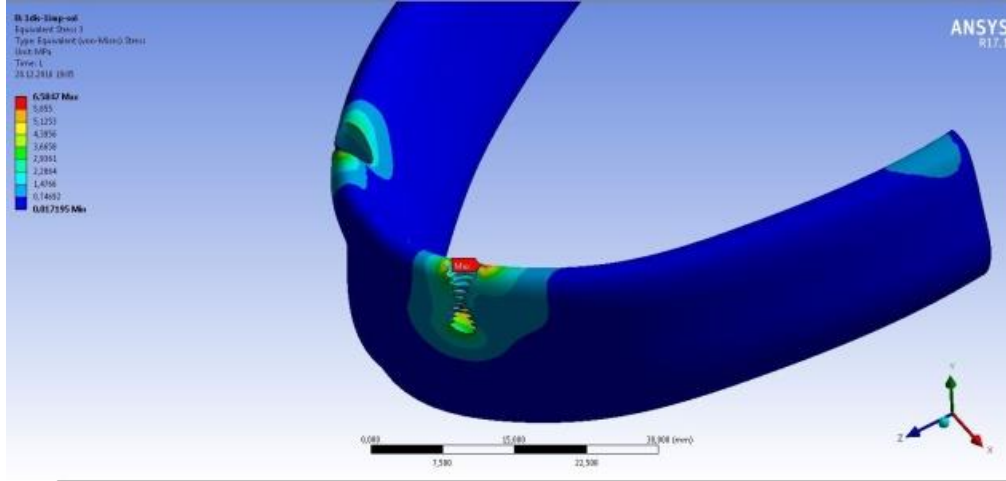
Şekil 40. Model 2 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.2.2. Model 2 / 2. Yükleme

2. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, implantın distalinde 99.364 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine implantın distalinde 6.584 MPa olarak bulundu.



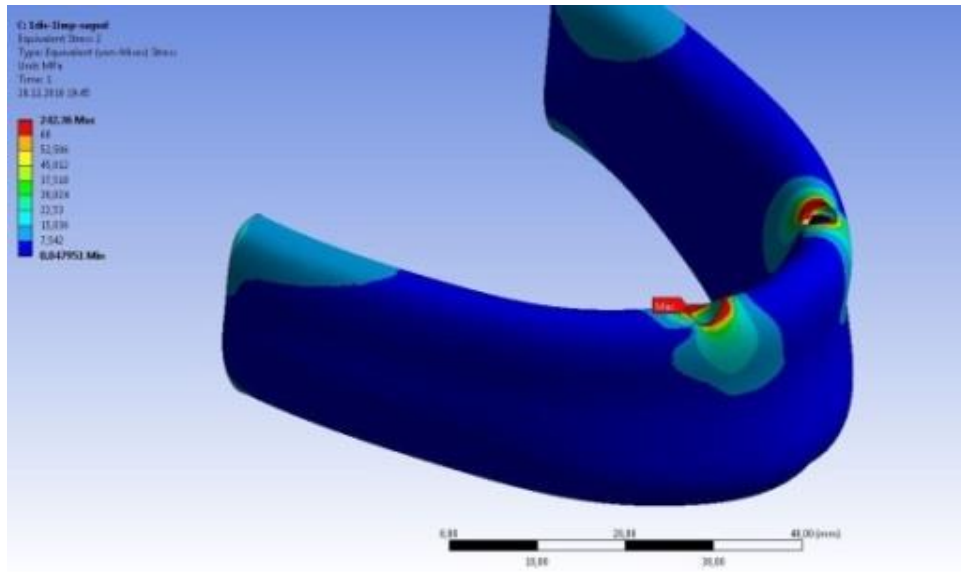
Şekil 41. Model 2 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



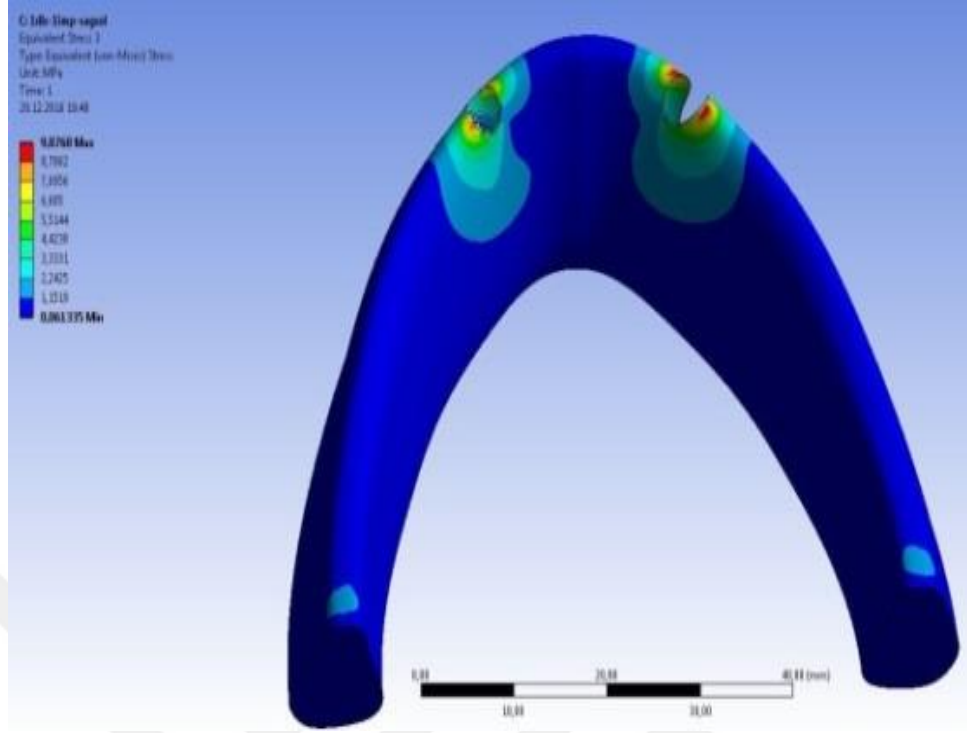
Şekil 42. Model 2 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.2.3. Model 2 / 3. Yükleme

2. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte dişin ve implantın mesial ve distalinde stres yoğunluğu görülürken oluşan en yüksek stres dişin distalinde 242.36 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise dişin mesial ve distalinde 9.876 MPa olarak bulundu.



Şekil 43. Model 2 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 44. Model 2 için 3. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 2’de yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 6’da gösterilmiştir.

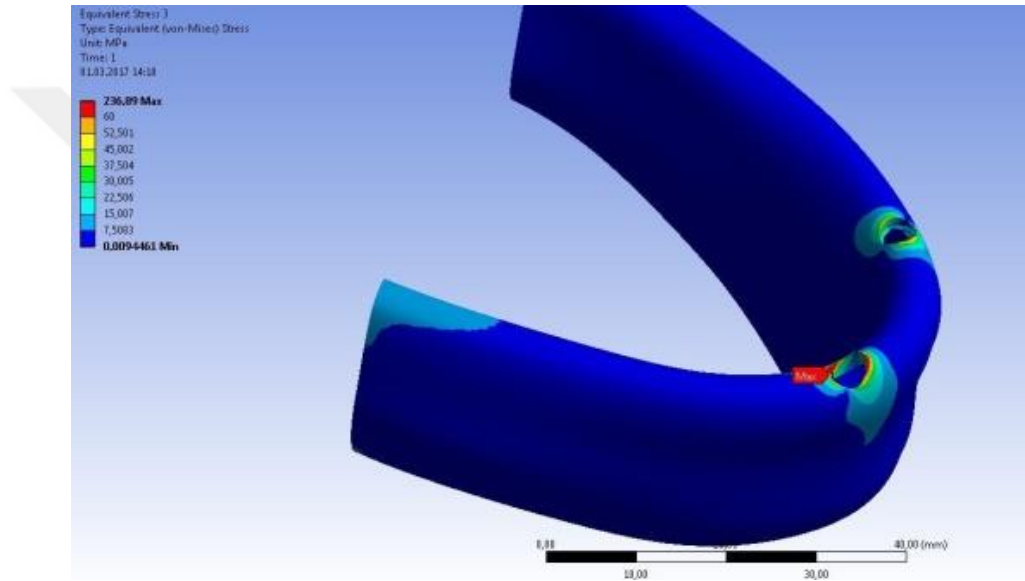
Tablo 6. Model 2’deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	165.69	99.364	242.36
Spongiöz kemik	6.812	6.584	9.876

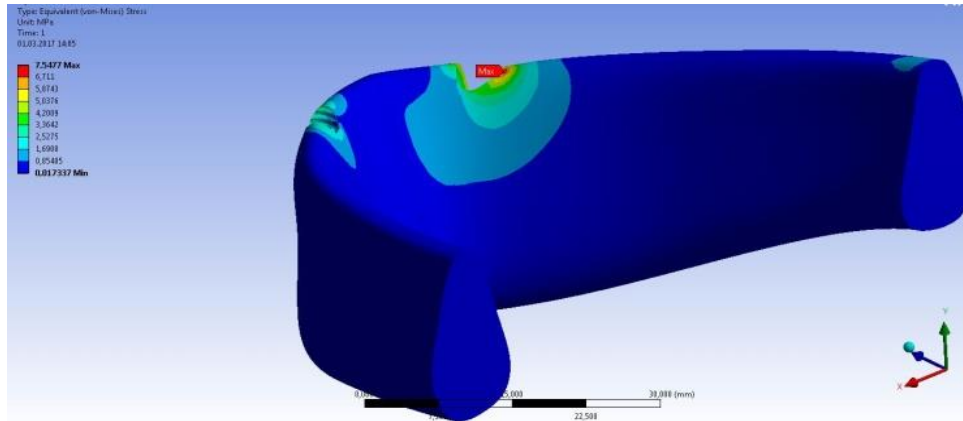
4.3. Model 3 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.3.1. Model 3 / 1. Yükleme

3. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, dişin distalinde 236.89 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine dişin distalinde 7.547 MPa olarak bulundu.



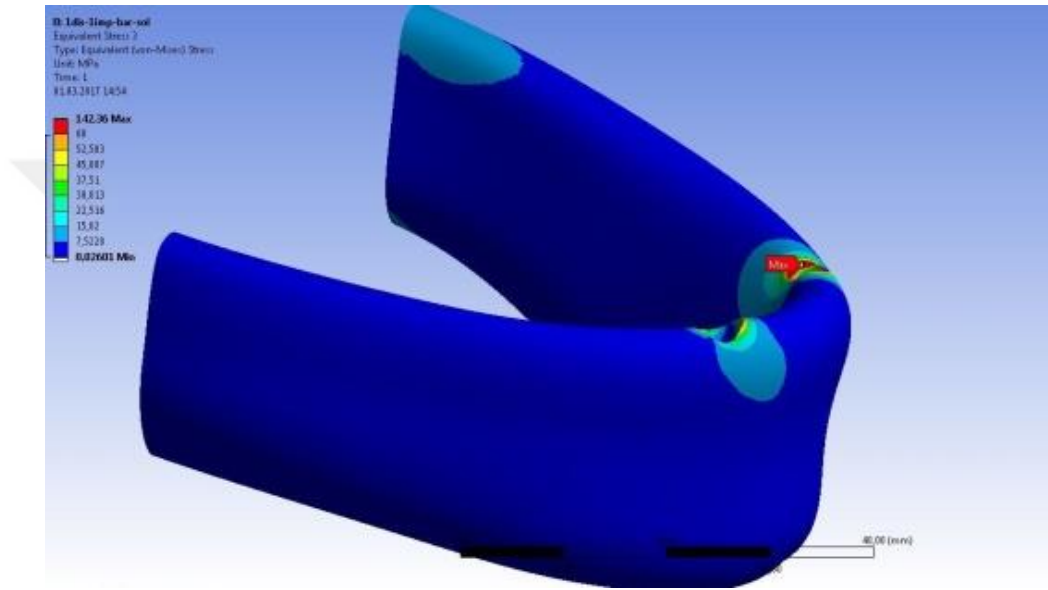
Şekil 45. Model 3 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



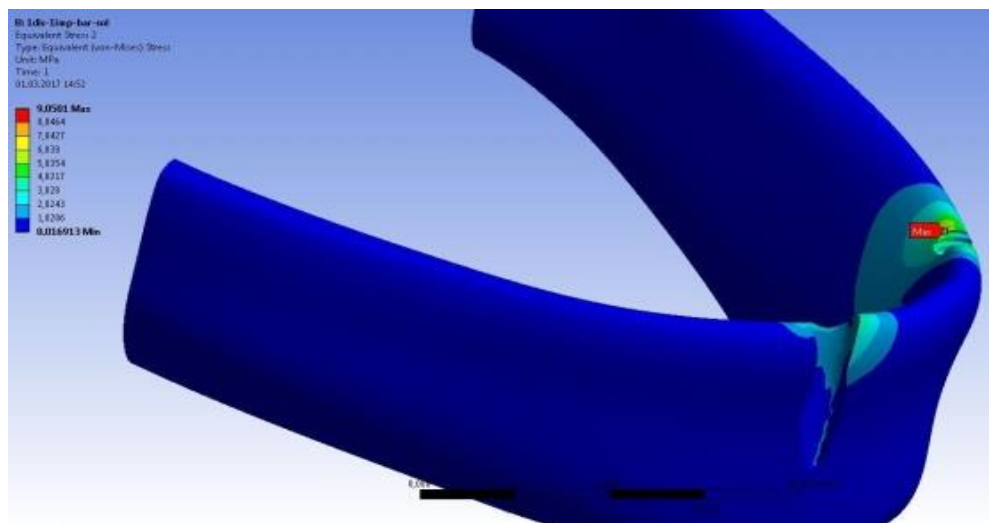
Şekil 46. Model 3 için 1. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.3.2. Model 3/ 2. Yükleme

3. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, implantın distalinde 142.36 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine implantın distalinde 9.050MPa olarak bulundu.



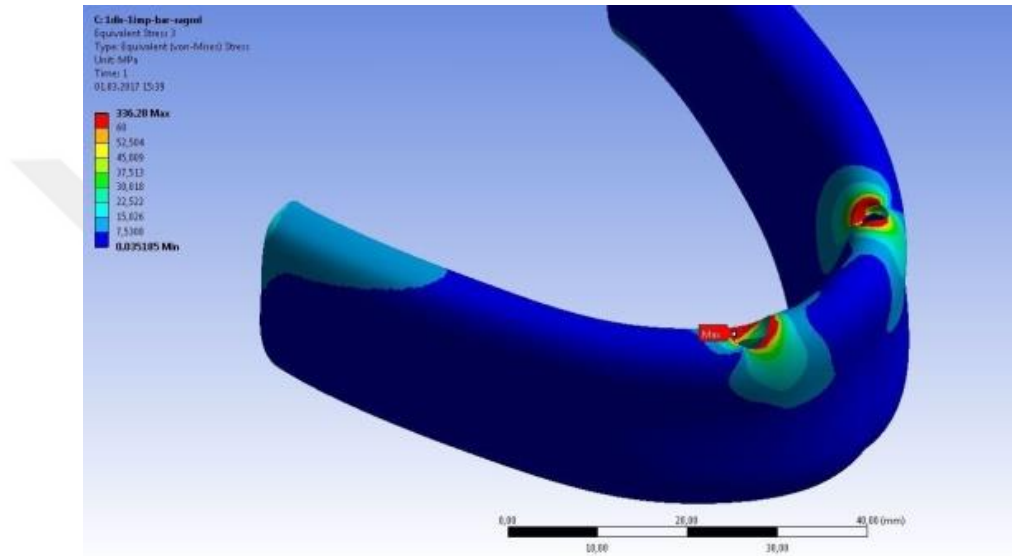
Şekil 47. Model 3 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



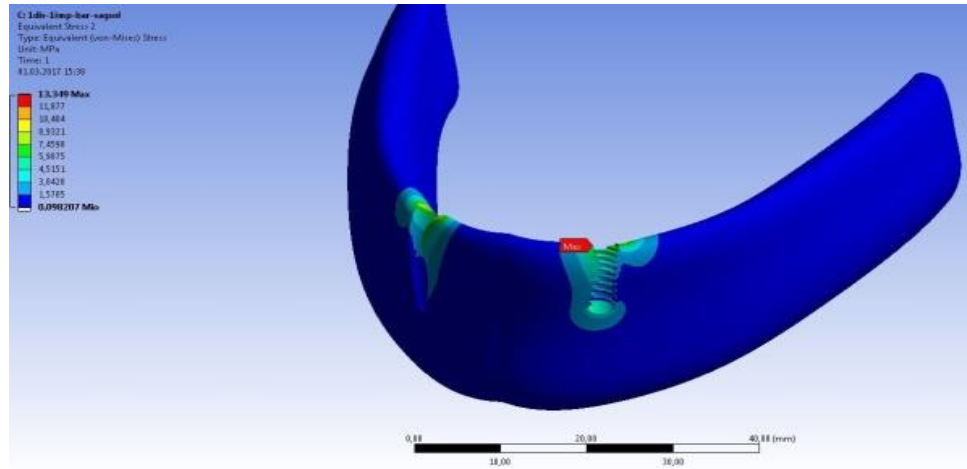
Şekil 48. Model 3 için 2. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.3.3. Model 3 / 3. Yükleme

3. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte dişin ve implantın mesial ve distalinde stres yoğunluğu görülürken oluşan en yüksek stres dişin distalinde 336.28 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise implantın mesialinde 13.349 MPa olarak bulundu.



Şekil 49. Model 3 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 50. Model 3 için 3. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı.

Model 3’de yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 7’de gösterilmiştir.

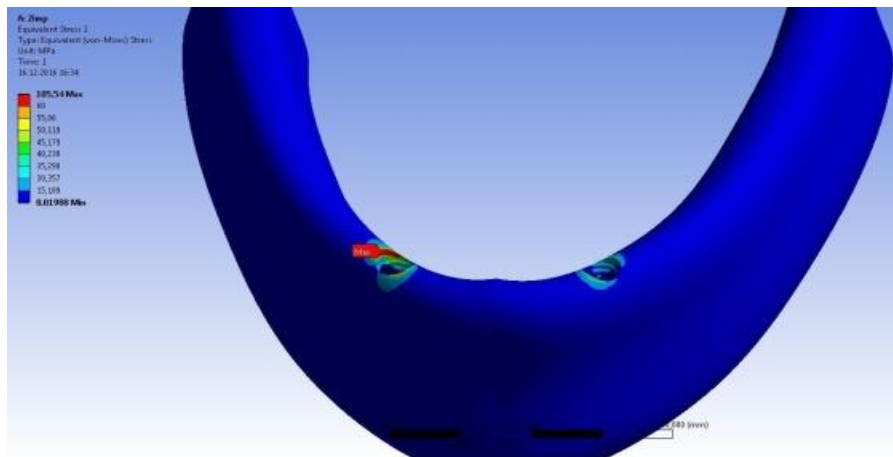
Tablo 7. Model 3’deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	236.89	142.36	336.28
Spongios kemik	7.547	9.05	13.349

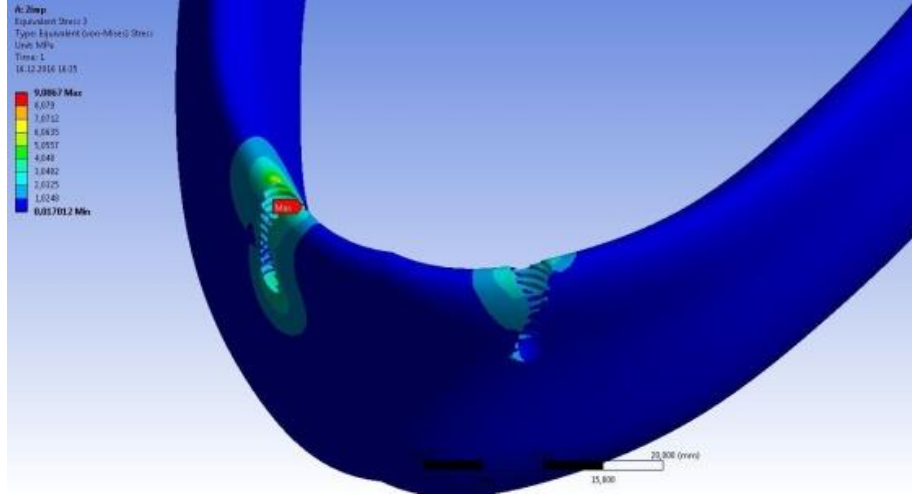
4.4. Model 4 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.4.1. Model 4 / 1. Yükleme

4. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stresyükleme yapılan tarafta, sağdaki implantın distalinde 105.54 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise sağdaki implantın mesialinde 9.086 MPa olarak bulundu.



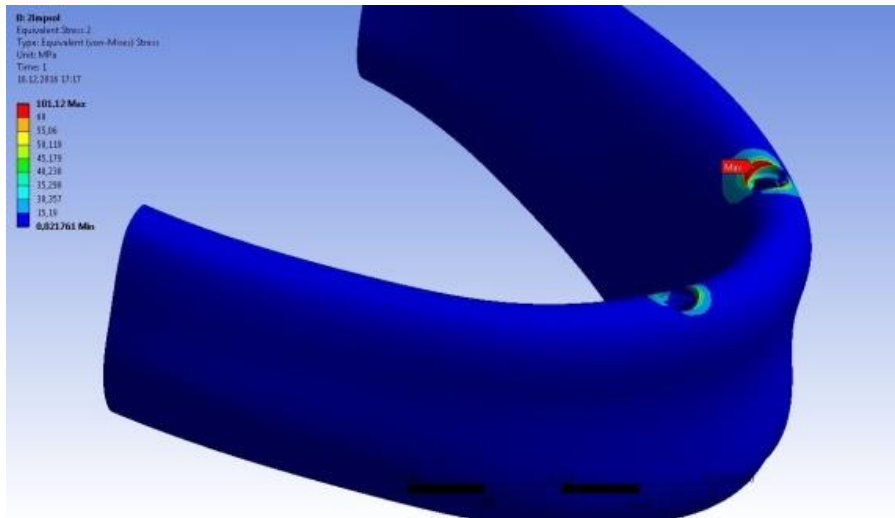
Şekil 51. Model 4 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



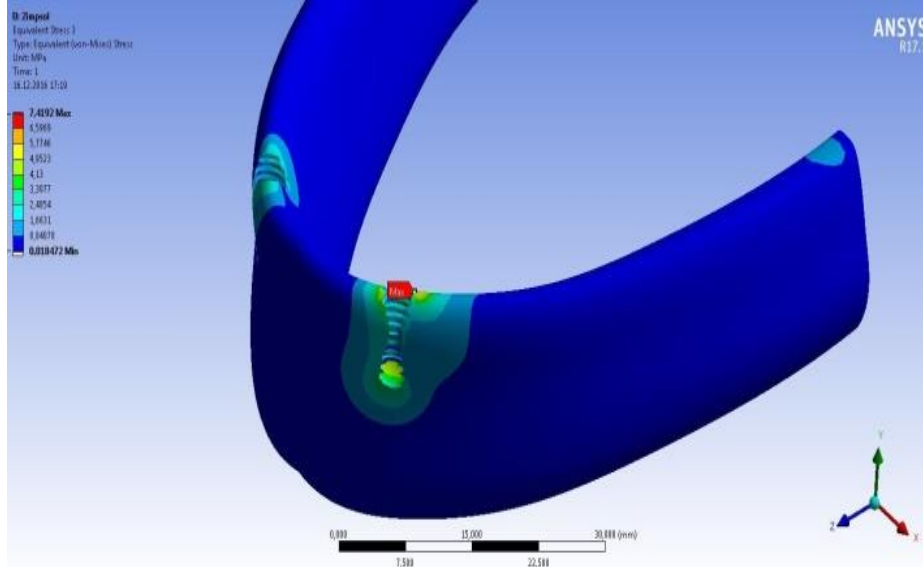
Şekil 52. Model 4 için 1. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.4.2. Model 4 / 2. Yükleme

4. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, soldaki implantın distalinde 101.12 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine soldaki implantın distalinde 7.419 MPa olarak bulundu.



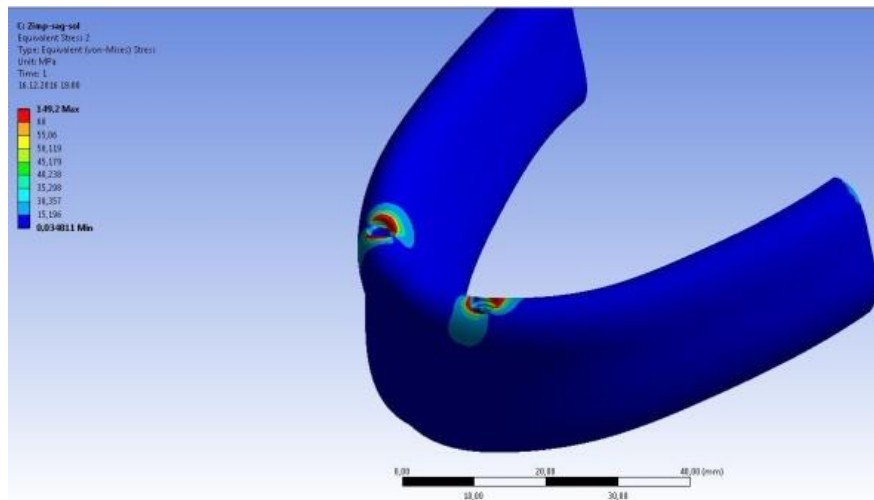
Şekil 53. Model 4 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



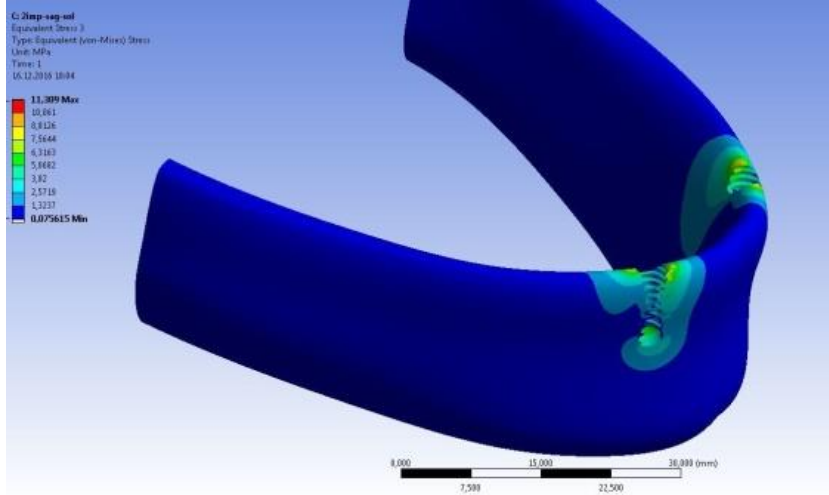
Şekil 54. Model 4 için 2. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.4.3. Model 4 / 3. Yükleme

4. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres her iki taraftaki implantların mesial ve distallerinde simetrik 149.2 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine her iki taraftaki implantların mesial ve distallerinde simetrik 11.309 MPa olarak bulundu.



Şekil 55. Model 4 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 56. Model 4 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 4'te yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 8'te gösterilmiştir.

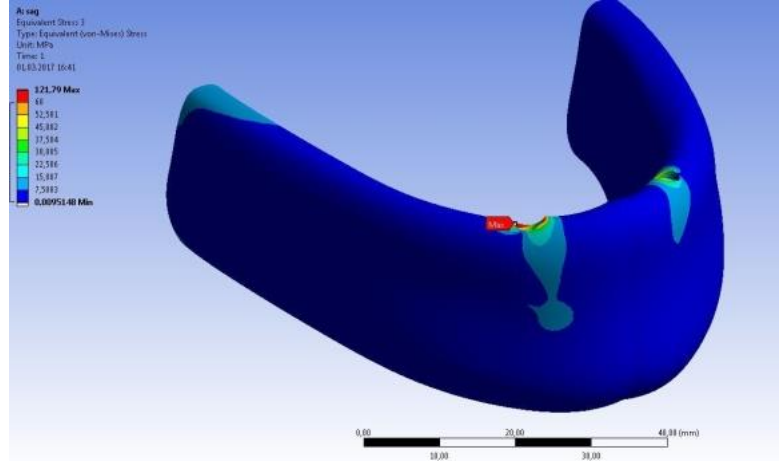
Tablo 8. Model 4'deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	105.54	101.12	149.2
Spongioz kemik	9.086	7.419	11.309

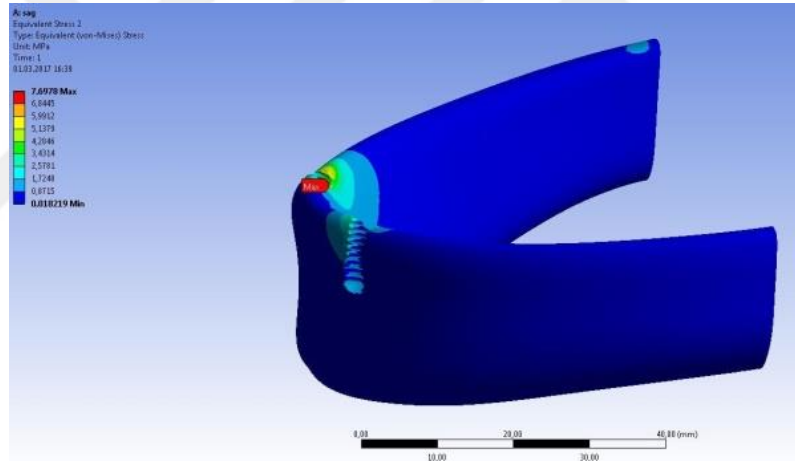
4.5. Model 5 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.5.1. Model 5 / 1. Yükleme

5. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, sağdaki implantın distalinde 121.79 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise sağdaki implantın lingualinde 7.697 MPa olarak bulundu.



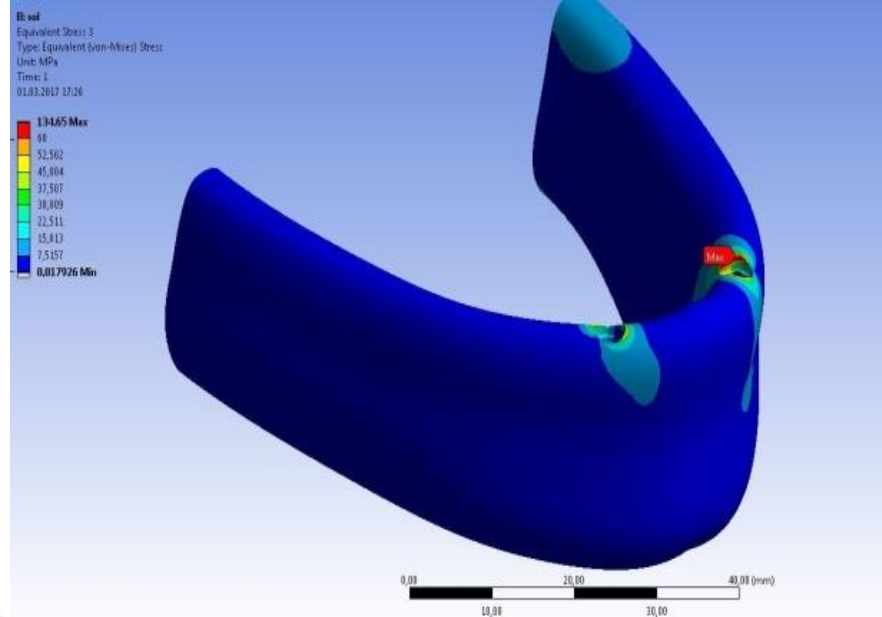
Şekil 57. Model 5 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



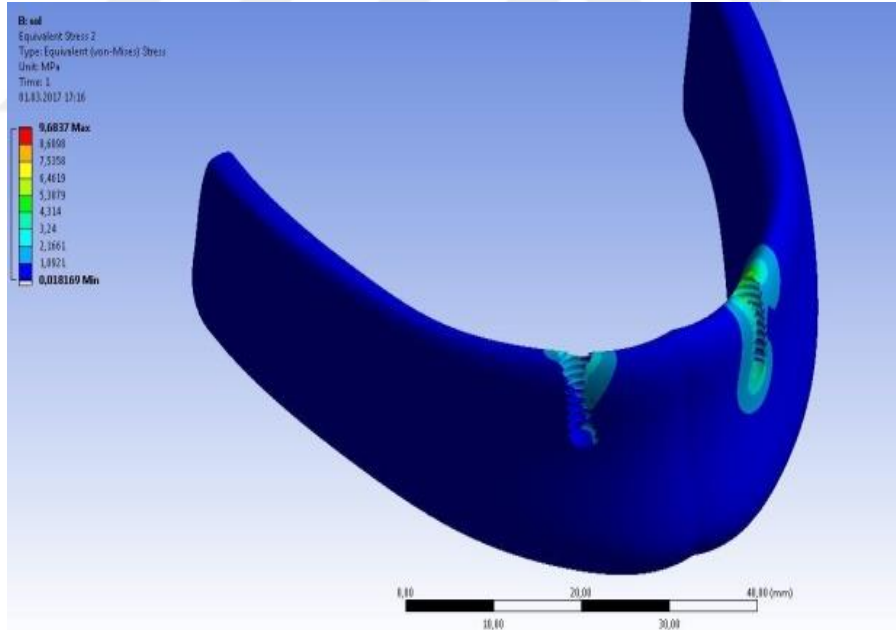
Şekil 58. Model 5 için 1. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.5.2. Model 5 / 2. Yükleme

5. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, soldaki implantın distalinde 134.65 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise yine soldaki implantın distalinde 9.683 MPa olarak bulundu.



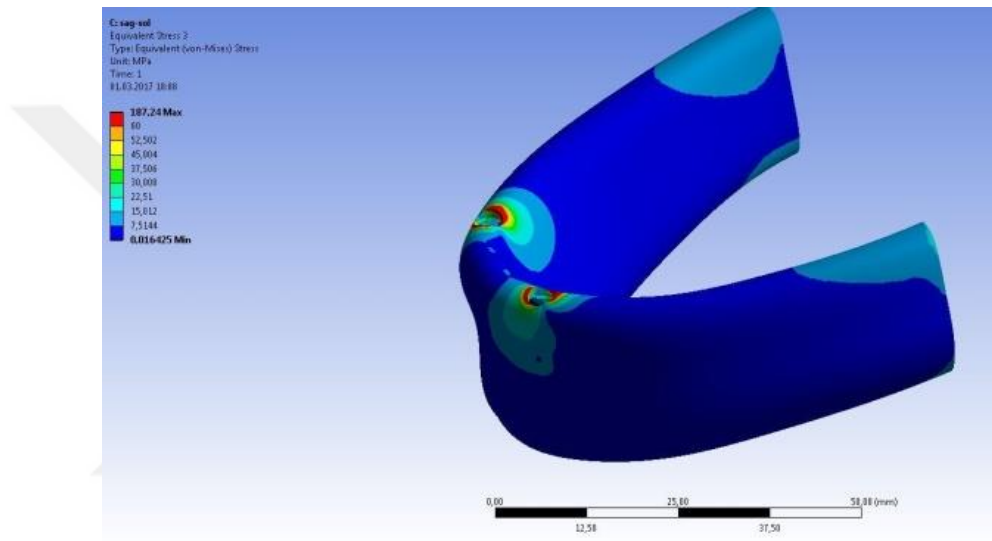
Şekil 59. Model 5 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



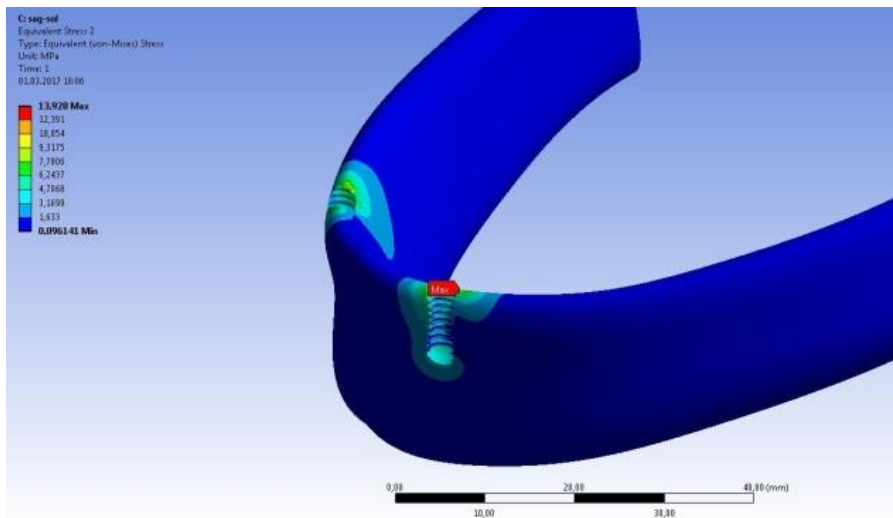
Şekil 60. Model 5 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.5.3. Model 5 / 3. Yükleme

5. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres her iki implantın mesial ve distalinde 187.24 MPa, spongioz kemikte her iki implantın mesial ve distalinde streste yoğunluk görülürken oluşan en yüksek stres ise soldaki implantın distalinde 13.928 MPa olarak bulundu.



Şekil 61. Model 5 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 62. Model 5 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 5'te yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 9'da gösterilmiştir.

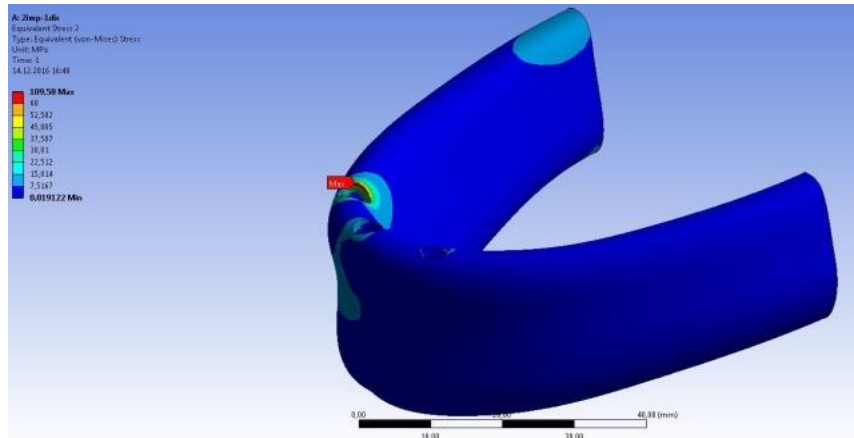
Tablo 9. Model 5'deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	121.79	134.65	187.24
Spongios kemik	7.697	9.683	13.928

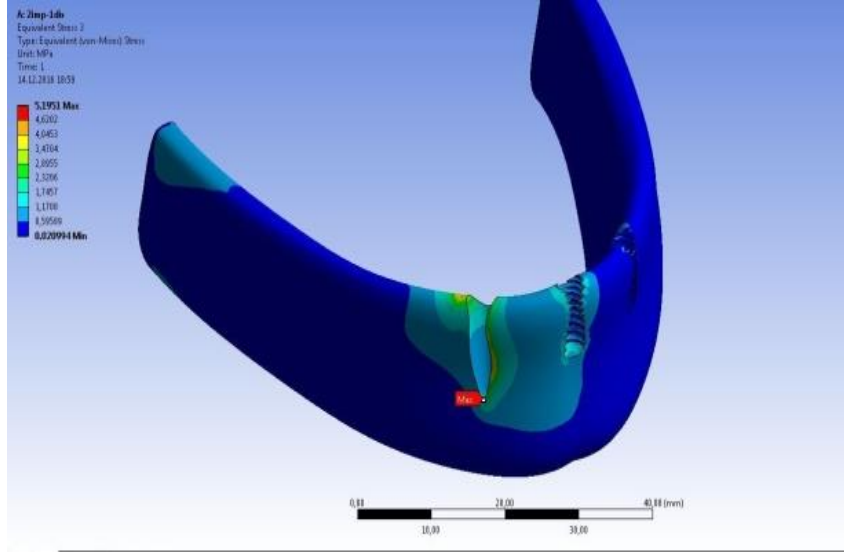
4.6. Model 6 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.6.1. Model 6 / 1. Yükleme

6. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, dişin distalinde 109.58 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise dişin apikalinde 5.1951 MPa olarak bulundu.



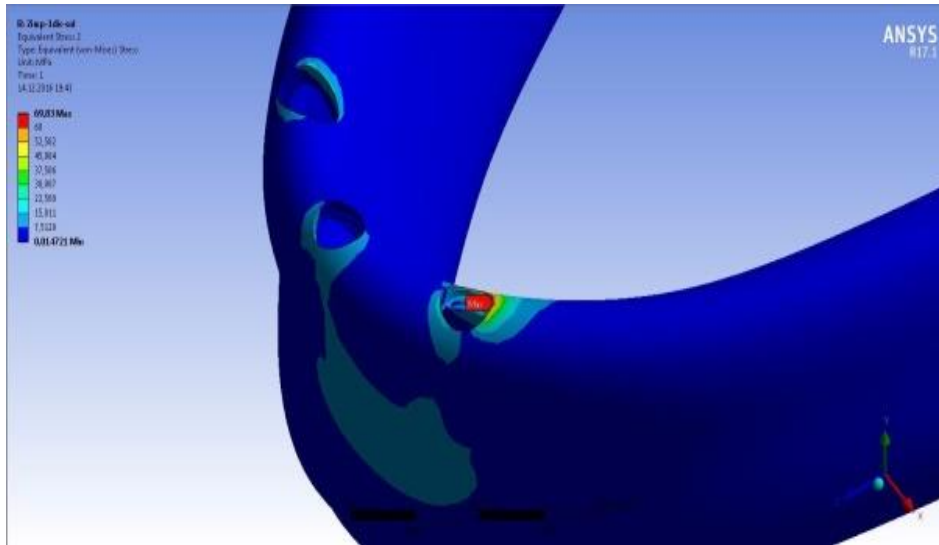
Şekil 63. Model 6 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



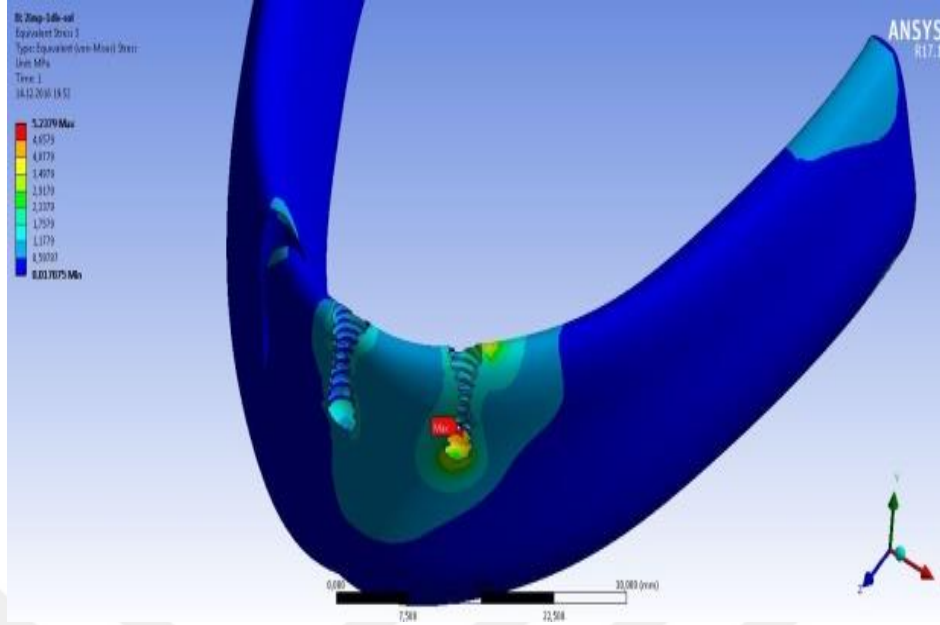
Şekil 64. Model 6 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.6.2. Model 6 / 2. Yükleme

6. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en soldaki implantın distalinde 69.83 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise en soldaki implantın apikalinde 5.237 MPa olarak bulundu.



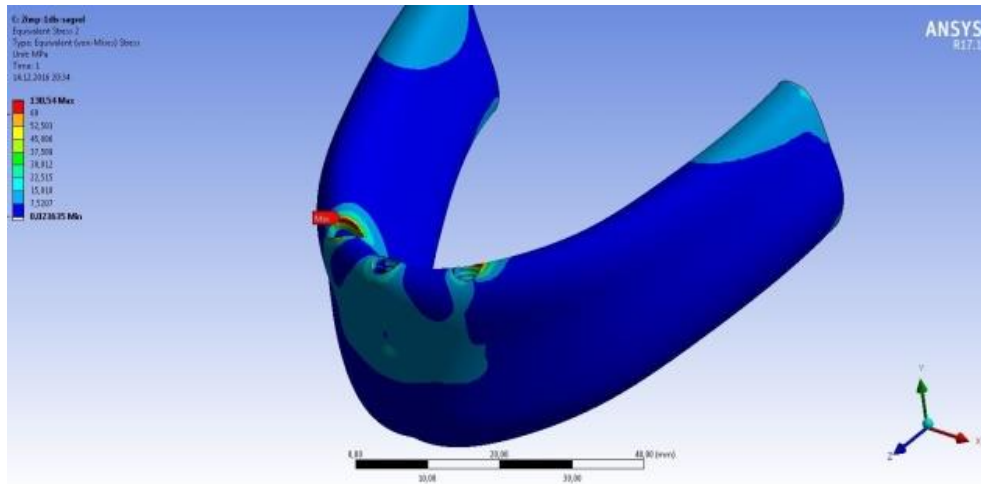
Şekil 65. Model 6 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



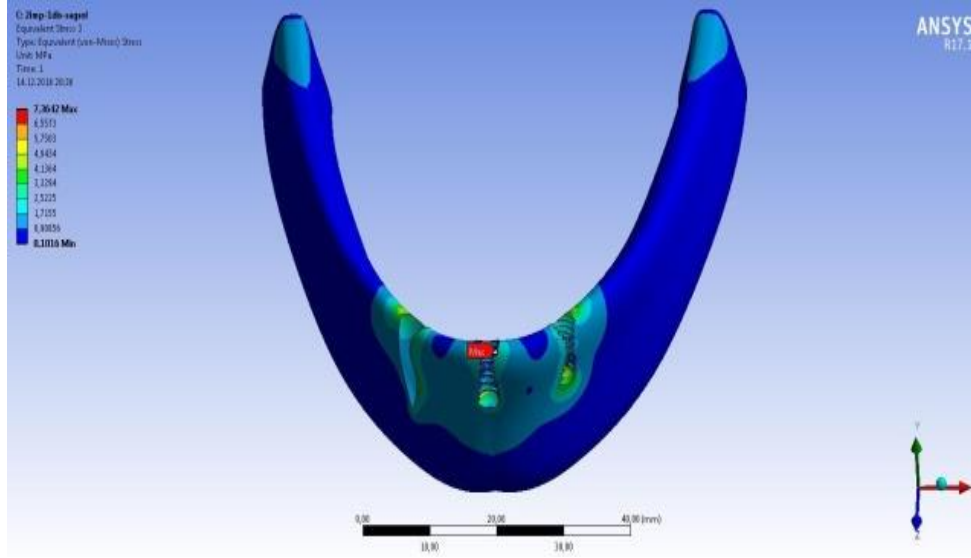
Şekil 66. Model 6 için 2. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.6.3. Model 6 / 3. Yükleme

6. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan stresler her iki tarafta dişin ve implantın distalinde görülürken, en yüksek stres dişin distalinde 130.54 MPa, spongiöz kemikte oluşan stresler her üç destek yapıya da dağılırken, en yüksek stres ise ortadaki implantın distalinde 7.364 MPa olarak bulundu.



Şekil 67. Model 6 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 68. Model 6 için 3. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 6’da yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir.

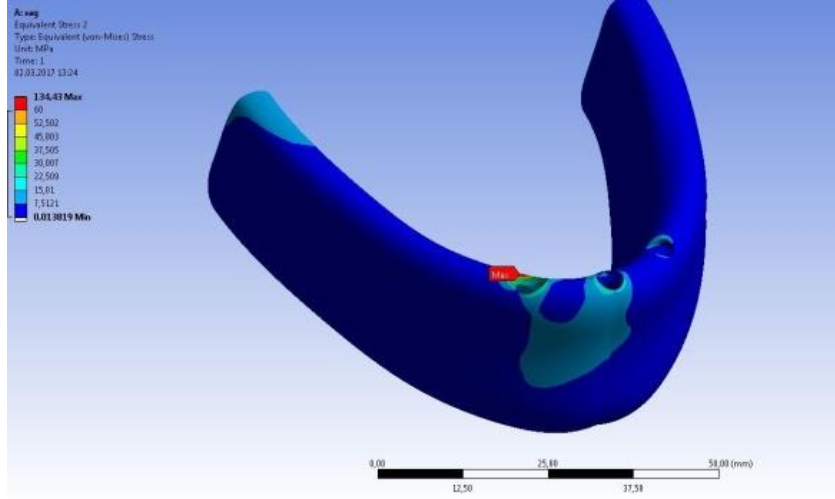
Tablo 10. Model 6’daki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	109.58	69.83	130.54
Spongioz kemik	5.195	5.237	7.364

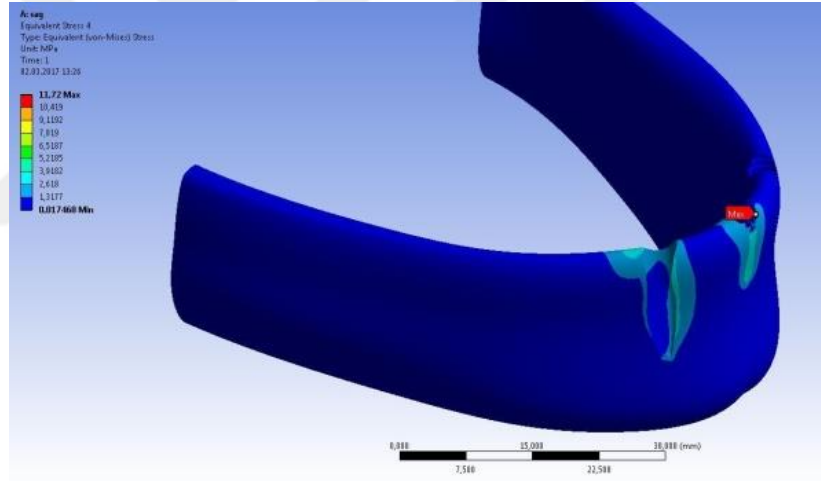
4.7. Model 7 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.7.1. Model 7 / 1. Yükleme

7. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, dişin distalinde 134.43 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise ortadaki implantın distalinde 11.72 MPa olarak bulundu.



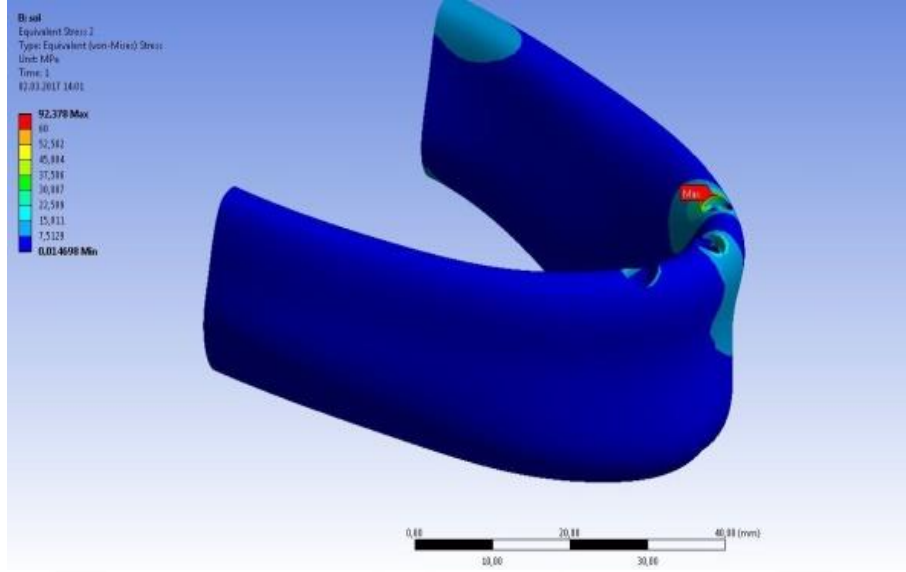
Şekil 69. Model 7 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



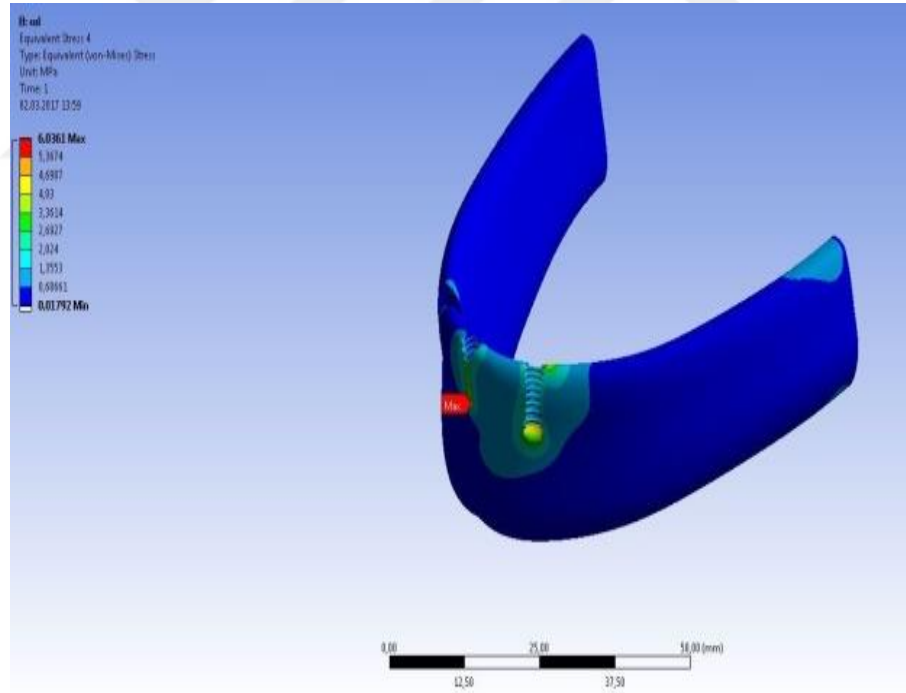
Şekil 70. Model 7 için 1. yüklemede spongios kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.7.2. Model 7 / 2. Yükleme

7. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en soldaki implantın distalinde 92.378 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise ortadaki implantın apikalinde 6.036 MPa olarak bulundu.



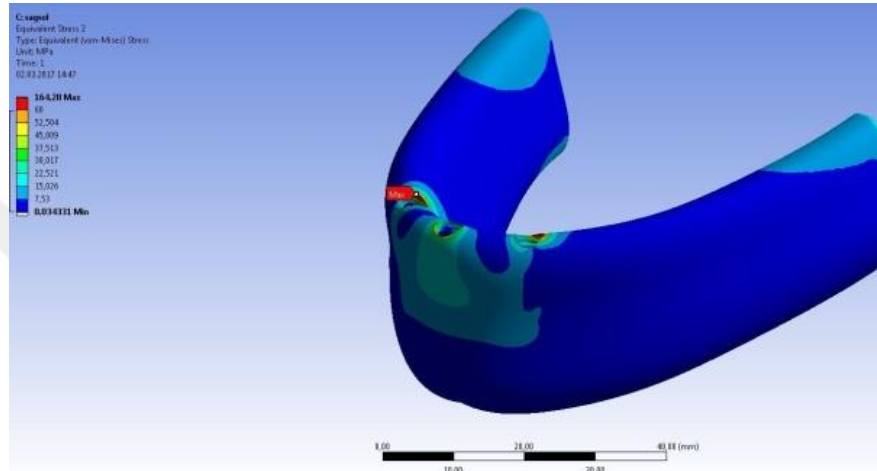
Şekil 71. Model 7 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



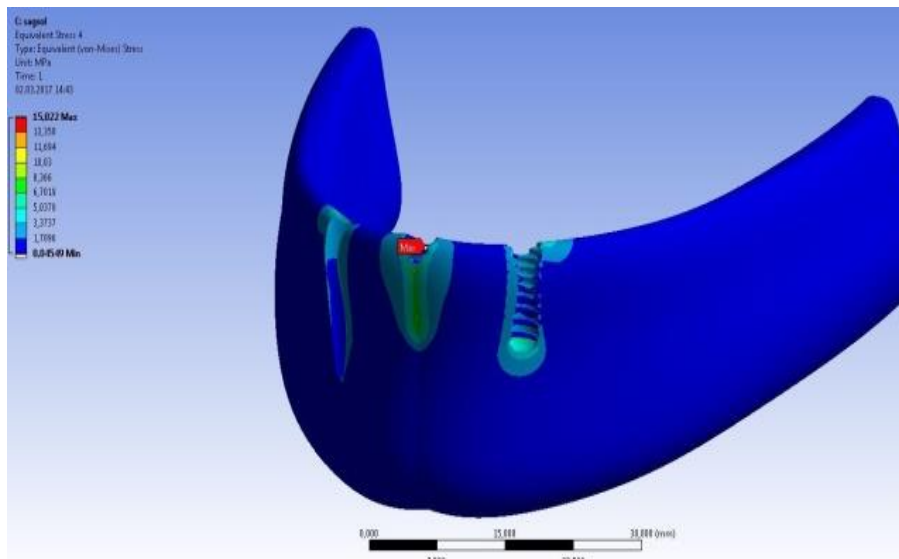
Şekil 72. Model 7 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.7.3. Model 7 / 3. Yükleme

7. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan stresler her iki tarafta dişin ve implantın distalinde görülürken, en yüksek stres dişin distalinde 164.28 MPa, spongiöz kemikte oluşan en yüksek stres ise ortadaki implantın distalinde 15.022 MPa olarak bulundu.



Şekil 73. Model 7 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 74. Model 7 için 3. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 7’de yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 11’de gösterilmiştir.

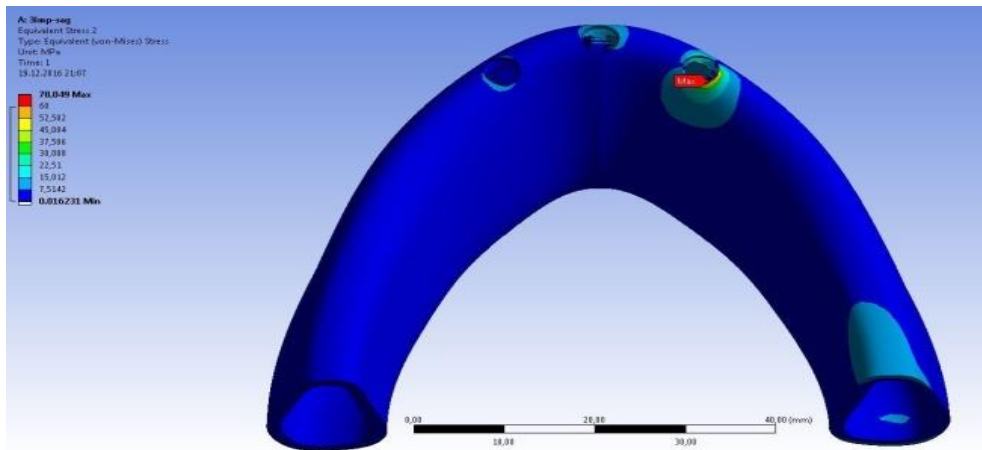
Tablo 11. Model 7’deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	134.43	92.378	164.28
Spongios kemik	11.72	6.036	15.022

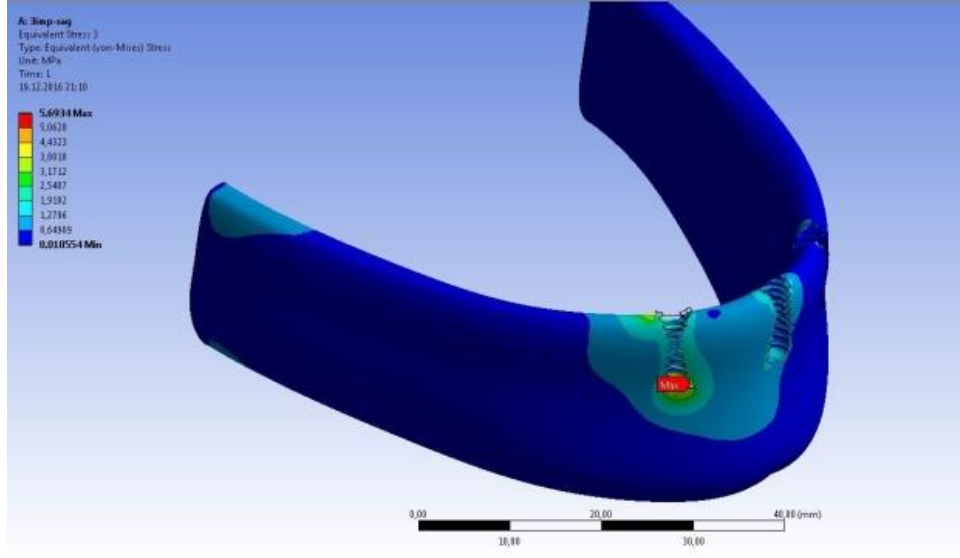
4.8. Model 8 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.8.1. Model 8 / 1. Yükleme

8. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en sağdaki implantın distalinde 78.049 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise en sağdaki implantın apikalinde 5.693 MPa olarak bulundu.



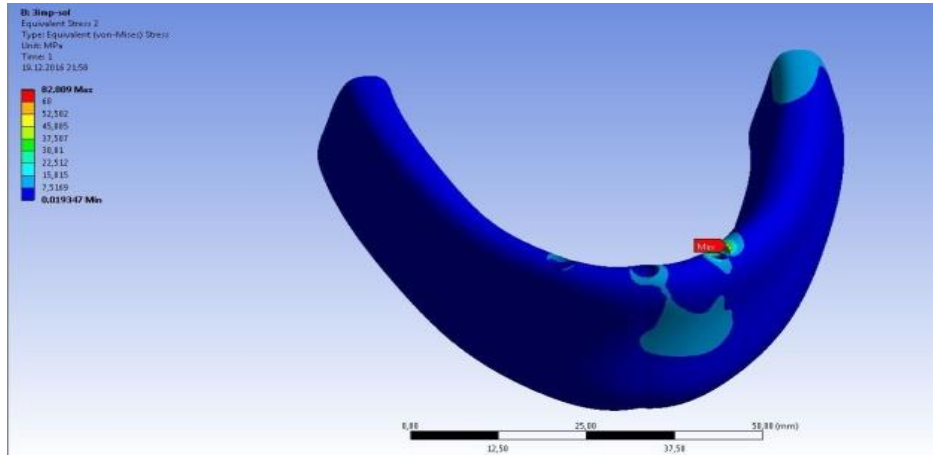
Şekil 75. Model 8 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



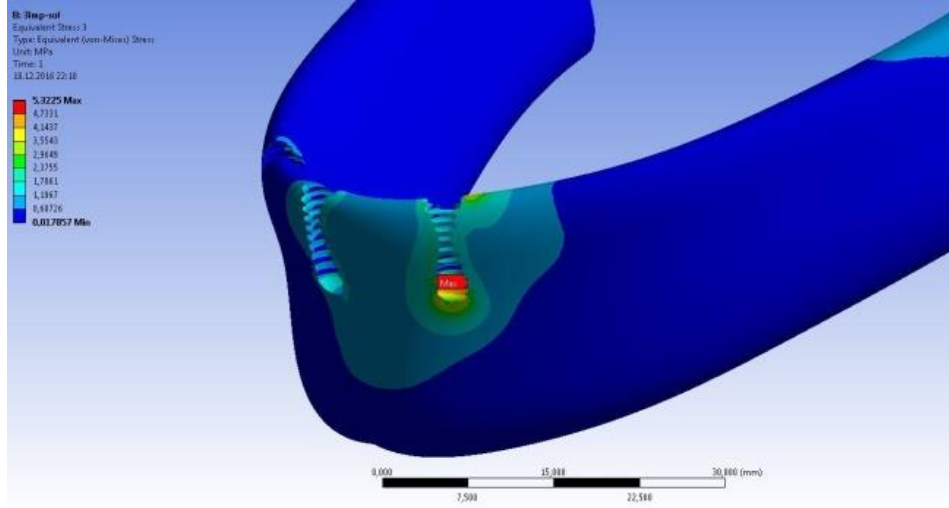
Şekil 76. Model 8 için 1. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.8.2. Model 8 / 2. Yükleme

8. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en soldaki implantın distalinde 82.809 MPa, spongioz kemikte oluşan en yüksek stres ise en soldaki implantın distoapikalinde 5.322 MPa olarak bulundu.



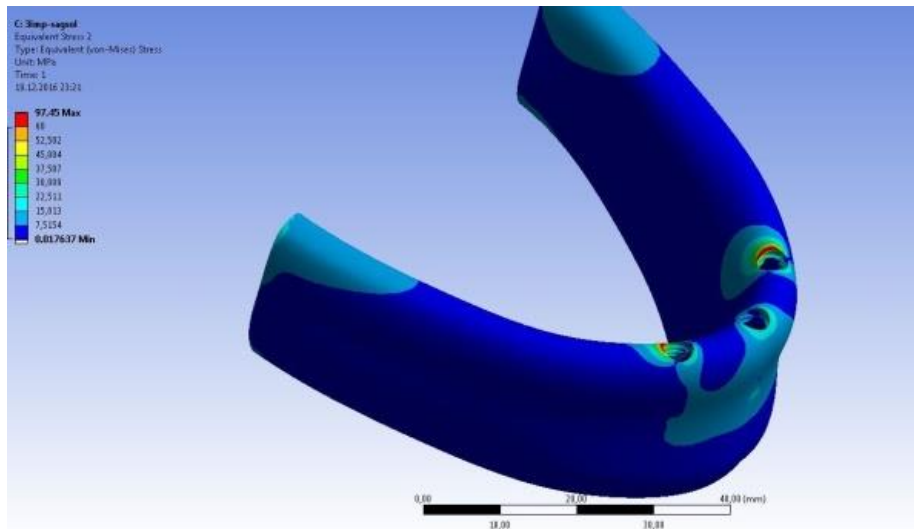
Şekil 77. Model 8 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



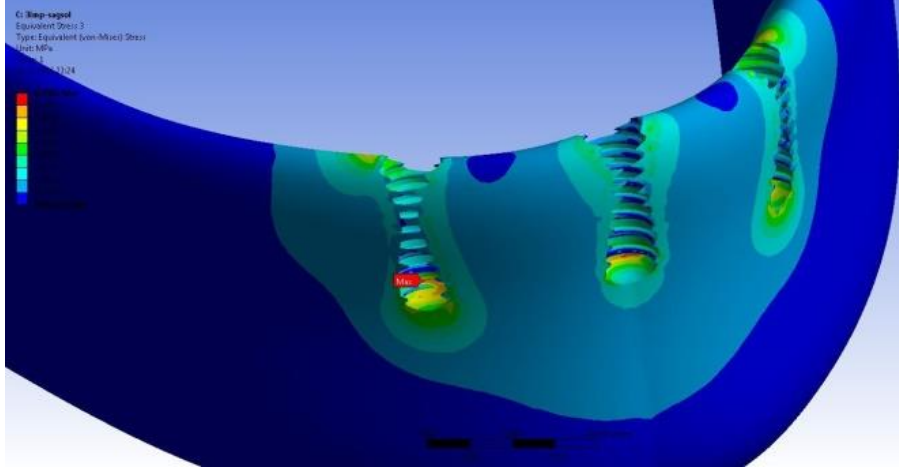
Şekil 78. Model 8 için 2. yüklemede spongiöz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.8.3. Model 8 / 3. Yükleme

8. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres en sağdaki ve en soldaki implantın distallerinde 97.45 MPa, spongiöz kemikte oluşan stresler yine her desteğe birbirine yakın derecede dağılmış olup, en yüksek stres ise en sağdaki implantın apikalinde 6.4482 MPa olarak bulundu.



Şekil 79. Model 8 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 80. Model 8 için 3. yüklemede spongios kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 8’de yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir.

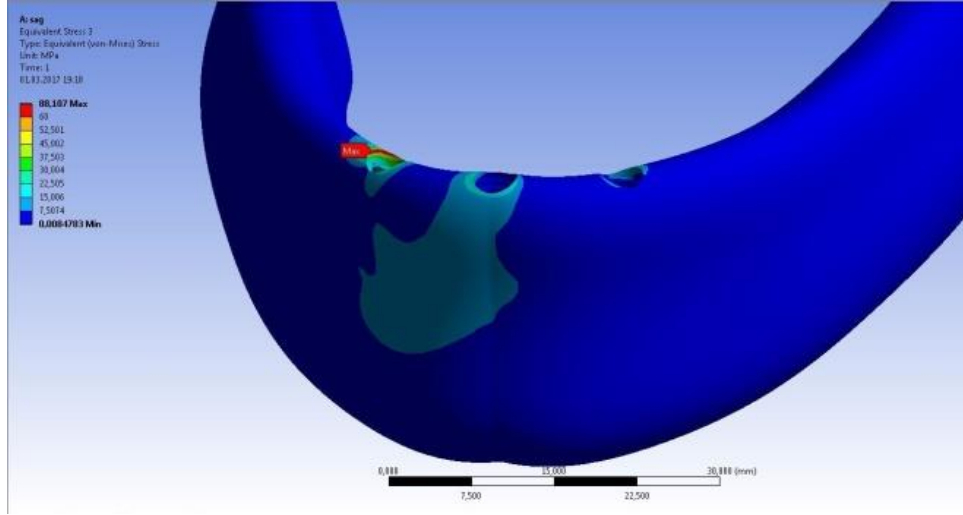
Tablo 12. Model 8’deki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	78.49	82.809	97.45
Spongios kemik	5.693	5.322	6.448

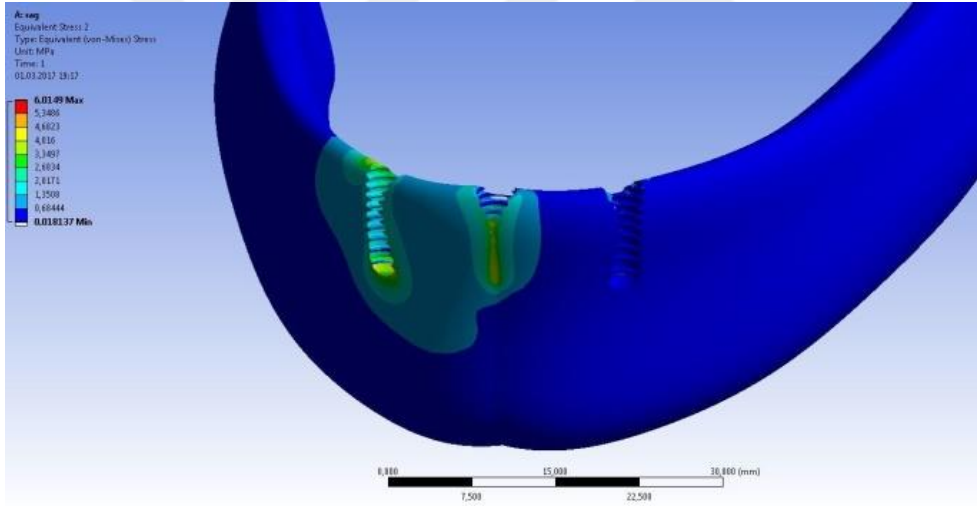
4.9. Model 9 Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Miktarları

4.9.1. Model 9 / 1. Yükleme

9. modelde 1. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en sağdaki implantın distalinde 88.107 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise en sağdaki implantın apikalinde 6.014 MPa olarak bulundu.



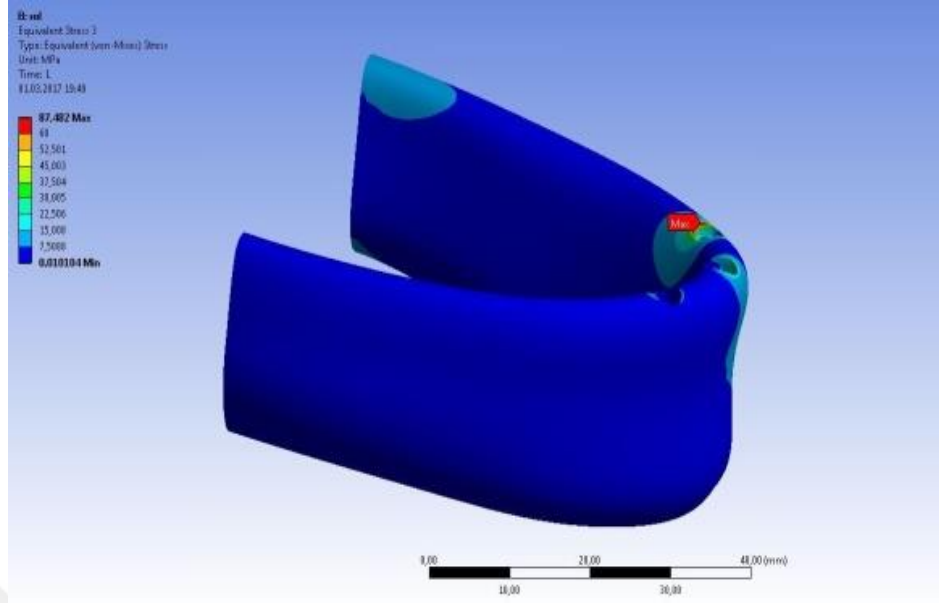
Şekil 81. Model 9 için 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



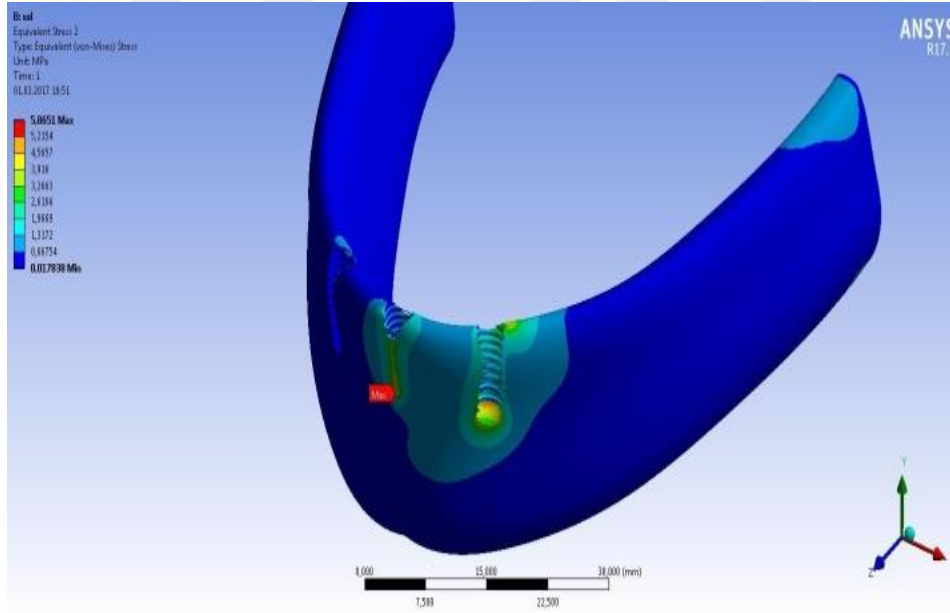
Şekil 82. Model 9 için 1. yüklemede spongios kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.9.2. Model 9 / 2. Yükleme

9. modelde 2. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres yükleme yapılan tarafta, en soldaki implantın distalinde 87.482 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise ortadaki implantın apikalinde 5.865 MPa olarak bulundu.



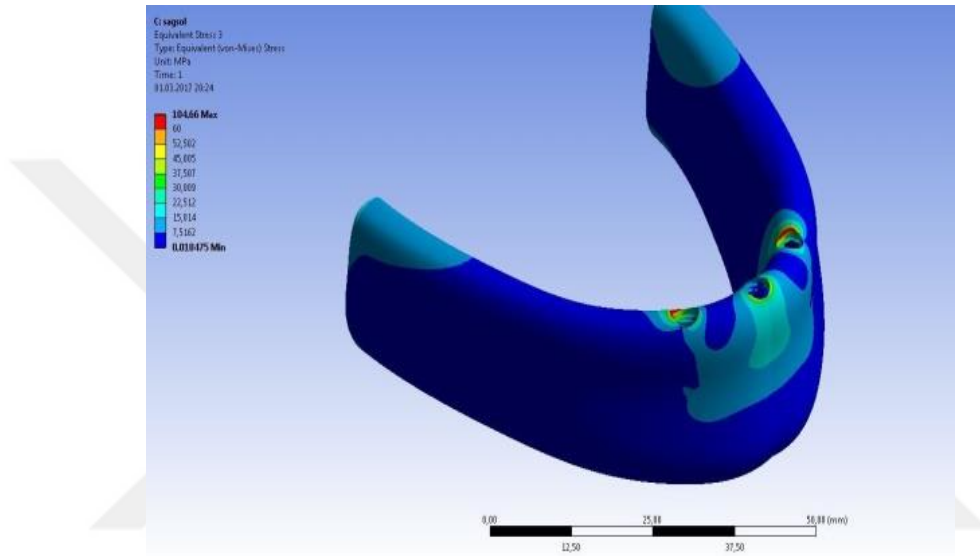
Şekil 83. Model 9 için 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



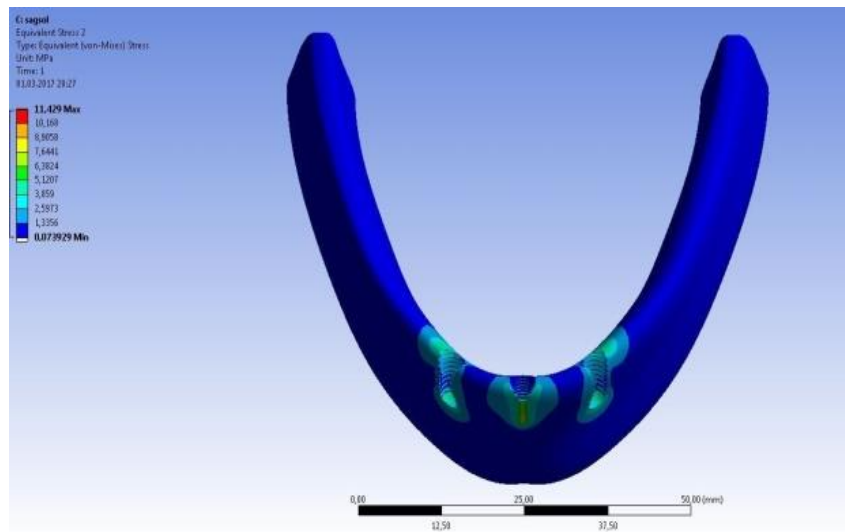
Şekil 84. Model 9 için 2. yüklemede spongioz kemikte Von Mises Stres dağılımı

4.9.3. Model 9 / 3. Yükleme

9. modelde 3. yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek stres en sağdaki ve en soldaki implantın distallerinde 104.66 MPa, spongios kemikte oluşan en yüksek stres ise ortadaki implantın apikalinde 11.429 MPa olarak bulundu.



Şekil 85. Model 9 için 3. yüklemede kortikal kemikte maksimum Von Mises Stres dağılımı



Şekil 86. Model 9 için 3. yüklemede spongios kemikte Von Mises Stres dağılımı

Model 9’da yüklemeler sonucu elde edilen stres değerleri Tablo 13’te gösterilmiştir.

Tablo 13. Model 9’daki maksimum Von Mises değerleri (MPa)

	Maksimum Von Mises Değerleri (MPa)		
	1. yükleme	2. yükleme	3. yükleme
Kortikal kemik	88.107	87.482	104.66
Spongioz kemik	6.014	5.865	11.429

Yapılan yüklemeler sonucunda tüm modeller için kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşan Von Mises değerleri Tablo 14’te verilmiştir.

Tablo 14. Uygulanan kuvvetler sonucunda tüm modellerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

Maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)				
		1.Yükleme	2.Yükleme	3.Yükleme
KORTİKAL KEMİK	Model 1 <u>Destek:</u> 1 adet Diş <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	376.57	414.9	408.88
	Model 2 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 1 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	165.69	99.364	242.36
	Model 3 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 1 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	236.89	142.36	336.28
	Model 4 <u>Destek:</u> 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	105.54	101.12	149.2

Tablo 14. (Devam)

	Model 5 <u>Destek:</u> 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	121.79	134.65	187.24
	Model 6 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	109.58	69.83	130.54
	Model 7 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	134.43	92.378	164.28
	Model 8 <u>Destek:</u> 3 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	78.049	82.809	97.45
	Model 9 <u>Destek:</u> 3 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	88.107	87.482	104.66
SPONGİÖZ KEMİK	Model 1 <u>Destek:</u> 1 adet Diş <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	13.127	17.099	16.671
	Model 2 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 1 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	6.812	6.584	9.876
	Model 3 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 1 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	7.547	9.05	13.349

Tablo 14. (Devam)

Model 4 <u>Destek:</u> 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	9.086	7.419	11.309
Model 5 <u>Destek:</u> 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	7.697	9.683	13.928
Model 6 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	5.195	5.237	7.364
Model 7 <u>Destek:</u> 1 adet Diş ve 2 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	11.72	6.036	15.022
Model 8 <u>Destek:</u> 3 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Topuz Başlı Tutucu	5.693	5.322	6.448
Model 9 <u>Destek:</u> 3 adet İmplant <u>Tutucu tipi:</u> Bar Tutucu	6.014	5.865	11.429

Kortikal kemikteki Von Mises stres değerleri incelendiğinde her 3 yüklemde de en yüksek stresler beklenildiği gibi tek dişin olduğu Model 1’de oluşmuştur. Oluşan stresler ilave destek sayısı ve türü değiştikçe belirgin değişiklikler göstermiştir. Uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen en yüksek stresler tüm modellerde diş ya da implantların çevresindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Bir adet doğal diş ve bir adet dental implantın bar ile bağlandığı Model 3, tüm yüklemelerde diğer tüm modellerden daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur (Model 1 hariç).

Birinci yüklemde kortikal kemikteki stres değerleri incelendiğinde;

Topuz başlı tutuculu modeller kendi içinde kıyaslandığında en yüksek stresler Model 2>Model 6> Model 4>Model 8 şeklinde sıralanmıştır. Yine topuz başlı tutuculu modeller

kendi içinde kıyaslandığında doğal dişlerin olduğu modellerdeki stresler (Model 2 ve Model 6), sadece implantların olduğu modellerden (Model 4 ve Model 8) daha yüksek bulunmuştur. Topuz başlı tutuculu modellerden doğal dişin yanında tek implantın olduğu modeldeki stres miktarı (Model 2), doğal dişin yanında 2 implantın olduğu modelden (Model 6) daha yüksek tespit edilmiştir.

Bar tutuculu modeller kendi içinde kıyaslandığında ise en yüksek stresler Model 3 > Model 7 > Model 5 > Model 9 şeklinde sıralanmıştır. Bar tutuculu modellerde doğal dişlerin olduğu modellerdeki stresler (Model 3 ve Model 7), sadece implantların olduğu modellerden (Model 5 ve Model 9) daha yüksek bulunmuştur. Bar tutuculu modellerde doğal dişin yanında tek implantın olduğu modeldeki stres miktarı (Model 3), doğal dişin yanında 2 implantın olduğu modelden (Model 7) daha yüksek tespit edilmiştir.

Bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modellerden aynı destek sayısına sahip modeller kıyaslandığında ise topuz başlı tutuculu modellerdeki stres miktarları bar tutuculu modellerdeki stres miktarlarından daha düşük tespit edilmiştir (Model 2 < Model 3, Model 4 < Model 5, Model 6 < Model 7, Model 8 < Model 9).

İkinci yüklemde kortikal kemikteki stres değerleri incelendiğinde;

Modeller kendi içinde kıyaslandığında en yüksek stresler Model 4 > Model 2 > Model 8 > Model 6 şeklinde sıralanmıştır. Topuz başlı tutuculu modellerden destek sayısının 2 olduğu modellerdeki [Model 4 (2 adet implant), Model 2 (1 adet diş, 1 adet implant)] stres miktarı destek sayısının 3 olduğu modellerden [Model 8 (3 adet implant), Model 6 (1 adet diş, 2 adet implant)] daha yüksek elde edilmiştir. Bar tutuculu modeller kendi aralarında kıyaslandığında ise en yüksek stresler Model 3 > Model 5 > Model 7 > Model 9 şeklinde sıralanmıştır. Bar tutuculu modellerden doğal dişin yanında tek implantın olduğu modeldeki stres miktarı (Model 3), doğal dişin yanında 2 implantın olduğu modelden (Model 7) daha yüksek tespit edilmiştir. Bar tutuculu modellerden destek sayısının 2 olduğu modellerdeki [Model 3 (1 adet diş, 1 adet implant), Model 5 (2 adet implant),] stres miktarı destek sayısının 3 olduğu modellerden [Model 7 (1 adet diş, 2 adet implant), Model 9 (3 adet implant)] daha yüksek elde edilmiştir.

Bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modeller birbiriyle karşılaştırılarak bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modellerinden aynı destek sayısına sahip modeller kıyaslandığında ise topuz başlı tutuculu modellerdeki stres miktarları bar tutuculu modellerdeki stres

miktarlarından daha düşük tespit edilmiştir (Model 2< Model 3, Model 4< Model 5, Model 6< Model 7, Model 8< Model 9).

Üçüncü yüklemde kortikal kemikteki stres değerleri incelendiğinde;

Topuz başlı tutuculu modeller kendi içinde kıyaslandığında en yüksek stresler Model 2>Model 4> Model 6>Model 8 şeklinde sıralanmıştır. Topuz başlı tutuculu modellerde doğal dişin yanında tek implantın olduğu modeldeki stres miktarı (Model 2), doğal dişin yanında 2 implantın olduğu modelden (Model 6) daha yüksek tespit edilmiştir. Topuz başlı tutuculu modellerde destek sayısının 2 olduğu modellerdeki [Model 2 (1 adet diş, 1 adet implant), Model 4 (2 adet implant),] stres miktarı, destek sayısının 3 olduğu modellerden [Model 6 (1 adet diş, 2 adet implant), Model 8 (3 adet implant)] daha yüksek elde edilmiştir.

Bar tutuculu modeller kendi içinde kıyaslandığında ise en yüksek stresler Model 3>Model 5> Model 7>Model 9 şeklinde sıralanmıştır. Bar tutuculu modellerde doğal dişin yanında tek implantın olduğu modeldeki stres miktarı (Model 3), doğal dişin yanında 2 implantın olduğu modelden (Model 7) daha yüksek tespit edilmiştir. Bar tutuculu modellerde destek sayısının 2 olduğu modellerdeki [Model 3 (1 adet diş, 1 adet implant), Model 5 (2 adet implant),] stres miktarı destek sayısının 3 olduğu modellerden [Model 7 (1 adet diş, 2 adet implant), Model 9 (3 adet implant)] daha yüksek elde edilmiştir.

Bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modeller karşılaştırılarak bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modellerden aynı destek sayısına sahip modeller kıyaslandığında ise topuz başlı tutuculu modellerdeki stres miktarları bar tutuculu modellerdeki stres miktarlarından daha düşük tespit edilmiştir (Model 2< Model 3, Model 4< Model 5, Model 6< Model 7, Model 8< Model 9).

Üçüncü yüklemde doğal diş ve implant destekli olup topuz başlı veya bar tutuculu tüm tasarımlarda (Model 2, Model 3, Model 6, Model 7) kortikal kemikteki en yüksek stres değerleri her zaman doğal dişin olduğu tarafta ve doğal dişin etrafında görülmüştür. Yine bu yüklemde sadece implant destekli olup topuz başlı ve bar tutuculu tüm tasarımlarda (Model 4, Model 5, Model 8, Model 9) kortikal kemikteki en yüksek stresler mandibulanın sağında ve solunda en distaldeki implantların distalinde eşit değerlerde bulunmuştur.

Spongioz kemikte oluşan Von Mises stresler incelendiğinde yüklemeler sonucu tüm modellerde oluşan stresler kortikal kemiğe göre çok daha az ve kortikal kemikten farklı olarak birbirine yakın tespit edilmiştir. Destek sayısı ve türü değişse de oluşan stres değerleri

birbirine daha yakındır. Spongioz kemikte kortikal kemikte olduğu gibi en yüksek Von Mises değeri tek dış desteğinin olduğu Model 1’de yüklemenin karşı tarafında görülmüştür. Spongioz kemikteki Von Mises stres değerleri incelendiğinde 1. yüklemede en yüksek stresler; Model 7> Model 4>Model 5> Model 3>Model 2> Model 9>Model 8> Model 6 şeklinde oluşurken 2. yüklemede; Model 5> Model 3>Model 4> Model 7>Model 2> Model 9>Model 8> Model 6 şeklinde sıralama olmuştur. 3. yüklemede elde edilen stresler incelendiğinde ise; Model 7> Model 5>Model 3> Model 9>Model 4> Model 2>Model 6> Model 8 şeklinde bir sıralama oluşmuştur.



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı sayıda implant üzerine farklı tasarımda yapılan doğal diş-implant destekli overdenture protezler üzerine gelen kuvvetlerin kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Bu amaçla sanal olarak bilgisayar ortamında oluşturulmuş 3 boyutlu alt çene modeli üzerine 1adet doğal diş ve farklı sayıdaki implantlar 9 farklı kombinasyonda yerleştirilmiş ve bu implantlar üzerine 9 farklı tasarımda overdenture protez tasarlanmıştır. Yapılan overdenture protezler üzerine vertikal yönde 150 N'luk kuvvet posterior dişlere dağıtılarak 3 farklı şekilde uygulanmış ve bu yüklemeler sonucunda doğal diş ve implantların etrafındaki kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu Von Mises stresleri incelenmiştir.

Çalışma sonucunda bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu modellerden aynı destek sayısına sahip olanlar birbiriyle kıyaslandığında topuz başlı tutuculu tasarımlarda kortikal kemikteki stres miktarları bar tutuculu tasarımlara göre daha düşük tespit edildiğinden çalışmanın “doğal diş-implant destekli overdenture protezlerde farklı tasarımda üst yapı seçeneği kullanmanın kortikal kemikte ve spongioz kemikte oluşan stres üzerine ciddi bir etki yaratmayacağı” şeklindeki birinci sıfır hipotezi reddedilmiştir. Yine bu çalışmanın sonucunda bar tutuculu tasarımlarda implant sayısının artmasının kortikal kemikte oluşan stresleri azaltırken topuz başlı tutuculu tasarımlarda tüm yüklemelerde aynı faydayı sağlamamasından dolayı çalışmanın “doğal diş-implant destekli overdenture protezlerde implant sayısını artırmanın stres dağılımı açısından belirgin bir avantaj sağlamayacağı” şeklindeki ikinci sıfır hipotezi ise kısmen kabul edilip kısmen reddedilmiştir.

2022 yılında Molinero-Mourelle ve ark. (37) tarafından yapılan bir meta-analiz çalışmasının sonuçlarına göre doğal diş implant destekli overdenture protezler mükemmel bir protetik ve implant başarı oranına sahip olup destekleyici doğal diş ve implantta çok düşük oranda komplikasyon rapor edilmiş ve dişsiz hastalara uygulanabilir bir tedavi seçeneği olduğunu bildirilmiştir. Yine Chen ve ark. (35) diş-implant destekli teleskobik kron protezleriyle kombine edildiğinde doğal destek dişlerin biyomekanik davranışını inceledikleri çalışmalarında çift kron retansiyonlu doğal diş ve implantların kombine şekilde kullanılmasının rijit bir splint gibi davranıp doğal dişi ve etrafındaki periodontal dokuları koruyabileceği ve bu yüzden mandibuladaki aşırı diş eksikliğine sahip parsiyel dişsiz hastalarda kıymetli bir tedavi alternatifi olabileceği belirtilmiştir.

İmplant etrafında bulunan kemiğin sağlıklı bir şekilde rezorbe olmadan kalmasında biyomekanik faktörlerin büyük bir etkisinin olduğu bilinmektedir (135, 136). Protezlerin üzerine gelen kuvvetler önce destek abutmentlere iletilir, oradan implanta ve en sonunda implantın çevresindeki kemiğe iletilir. Gelen bu kuvvetler belirli bir sınırın altında kaldığı alveolar kemikteki rezorpsiyon ve apozisyon bir denge halinde kalmaktadır. Böylece implantın etrafındaki krestal kemik rezorbe olmadan kalmaktadır. Ancak bu kuvvetler güvenli alanın üstüne çıktığında kemikteki rezorpsiyon ve apozisyon dengesi bozulmakta ve kemikte rezorpsiyonlar hatta çatlaklar meydana gelebilmektedir. Oklüzal kuvvetler sonucu implantların etrafındaki kemikte oluşan aşırı stresler kemik-dental implant ara yüzeyinde bozulmalara neden olmaktadır. O yüzden implantların ve dolayısıyla protezlerin uzun ömürlü olması için implantların etrafındaki kemikte oluşacak stresleri kemikte rezorpsiyona neden olmayacak sınırlar içerisinde tutacak şekilde planlamalar yapılmalıdır. (136-139).

Bu araştırmada yapılan protetik planlamaların biyomekaniği değerlendirilirken sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir. Çünkü malzeme bilgilerini ve karmaşık geometrik yapıları tam ve doğru olarak oluşturabilmek, istenildiğinde modelde modifikasyon yapabilmek, stresi hesaplayabilmek ve sayısal sonuçların anlaşılır olmasını sağlamak gibi avantajları sonlu elemanlar analizi dışında diğer in vivo testlerde elde etmek pek mümkün değildir (140).

İmplant destekli protezlerde kemikte oluşan stres dağılımlarının nasıl olduğunu belirleyebilmek için son yıllarda iki boyutlu ya da üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri yapılmaya başlanmıştır (141-143). Uzaydaki stres dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri ile çok daha ayrıntılı ve gerçeğe uygun bir şekilde simüle edilebilmiştir (127, 144, 145). Teknolojinin sunduğu gelişmeler ile tasarlanan dijital modellerde üç boyutlu olarak anatomik oluşumlar detaylandırılarak daha gerçekçi ve hassas modellemelerin yapılması ve daha gerçekçi sonuçların elde edilmesi amacıyla bizim çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SEA) tercih edilmiştir.

Gerçeğe yakın bir simülasyon ile oluşturulan modelin tasarımı ve eleman sayısı sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısında rolü olan önemli bir parametredir (146). Eleman ve düğüm sayısı ne kadar fazla ise gerçek modele en yakın geometriyi elde edilebilme imkanı o kadar artar ve daha gerçekçi neticeler elde edilebilir. Yöntemin kökeninde matematiksel denklem çözümü bulunmaktadır. Analiz esnasında yararlanılan bilgisayar programı ve analizi uygulayan bireyin hassasiyeti nedeniyle elde edilen sonuçların

‘yaklaşık sonuçlar’ olduğu bilinmelidir. Çalışma modelleri bilgisayar üzerinde oluşturuldukları için, parametreler ve geometri ideale en yakın şekilde yakın ayarlanarak, test koşulları istenilen biçimde değiştirilerek tekrarlanabilir. (146). Bizim çalışmamız da diğer çalışmalarla kıyaslayınca oldukça yüksek eleman ve düğüm sayısı (400430-598239 arası eleman ve 706840-978511 arası düğüm sayısı) içermektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda implant ile kemik birleşimi % 100 olarak varsayılmıştır. Fakat hücresel düzeyde böyle bir oranda kemik implant birleşimi olması imkansızdır (117). Yapılan histolojik çalışmalar göstermiştir ki kemikle implant yüzeyi ancak %50-60 civarında birleşim oluşturabilmiştir (147). Yapılan bazı çalışmalarda implantın osseointegrasyonun miktarının azalması ile implantın etrafındaki kemikte oluşan streslerde artış olduğu gösterilmiştir (148, 149). Bu çalışmalarda osseointegrasyon oranının %100’den %83’e düşmesi halinde oluşan stres miktarında %5’e yakın bir artışın oluşabileceği ortaya konmuştur (147). SEA ile yapılan çalışmalarda bir standart oluşturabilmek adına kemik implant birleşimi %100 olarak kabul edilmiştir, Çalışmamızın amacı yalnızca bir model ve bu modelin analizini tamamlayarak klinik çalışmalar için anlamlı bir sonuç elde etmek değildir. Bu çalışmadaki temel hedef tasarlanan modellerin birbiriyle karşılaştırılmasıyla ideale en yakın tasarımın elde edilmesi olduğundan 9 ayrı modelin hepsinde implant ile kemik yüzeyi arasındaki birleşmenin %100 sayılmasıyla elde edilen sonuçların hedefi karşılamak için yeterli olduğu düşünülmektedir.

İmplant boyu ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda implant boyunun arttıkça başarı ve sağ kalım oranlarının arttığına rastlamaktayız (150, 151). Buser ve ark. (150) yaptıkları araştırmada 8 mm, 10 mm ve 12 mm boylarındaki implantların sağ kalım oranlarını karşılaştırmış; uzunluk arttıkça sağ kalım oranının da (sırasıyla %91,4- %93,3- %95) arttığını bildirmişlerdir. Misch (151) yapmış olduğu bir SEA çalışmasında 10 mm ve 15 mm boylarındaki implantların kuvvetin dağılımında elverişli olduğunu bulmuştur. Çalışmamızda bu araştırmaların bulguları doğrultusunda ideale yakın bir seçim olması açısından Zimmer TSV (Zimmer Dental, Carlsbad, California, ABD) 4.1 çaplı 11.5 mm uzunluğunda implantın kullanılmasına karar verilmiştir.

Materyallerin sahip olduğu özellikler kendi yapısının stres ve strain dağılımlarına önemli oranda tesir eder (117). Sonlu elemanlar stres analizi yapıldığında materyalelere ait bu özellikler izotropik, ortotropik ya da anizotropik olarak tanımlanarak modeller oluşturulabilir. İzotropik diye tanımlanan materyaller her yerde aynı özelliktedir.

Anizotropik tanımlaması ise tam tersine farklı yöntemlerde farklı özellikler gösterir. Ortotropik materyallerin tanımlanmasının ise izotropik olanlara göre stresi yaklaşık % 30 oranında yükselteceği belirtilmiştir (144, 152). Çalışmamızda mandibulanın kemik modellemesinde elastisite modülü ve poisson oranı ile oluşturulan materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak periodontal ligament bunun dışında tutulmuştur. Çünkü implant ve doğal dişin bağlandığı durumlarda gelen kuvvetler sonucunda oluşan cevabın göstereceği farklılıkları sayesinde gerçeğe yakın olması hedeflenmiştir. Bu nedenle periodontal ligamentin esneklik farkından dolayı oluşabilecek biyomekanik farklılıklar ancak nonlinear hiperelastik ve izotropik modellemeyle elde edilebilir. Nonlinear özellik kuvvet karşısında stres ve strain arasındaki ilişkinin doğru orantılı olarak ilerlememesini ifade etmektedir. Yani lineer elastik cisimler kuvvet karşısında önce şekil değiştirir, daha sonra kuvvet yok olduğunda yeniden eski haline geri dönebilirken nonlinear hiperelastik özellikteki materyallerde deformasyonlara rastlanabilir (153). Wakabayashi ve ark. (153), sonlu elemanlar analizi ile yapılan araştırmalarda periodontal ligamentin non-lineer olarak modellenmesinin değişik oranlardaki diş hareketlerinde oluşan stres ve strain'ın tahmin edilmesine yardımcı olduğunu göstermişlerdir. Maezawa ve ark. (146), Provatidis ve ark. (154) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında ağız içinde oluşabilecek tüm şartları gerçeğe yakın olacak şekilde sağlanabilmesi ve periodontal ligamentin biyomekanik özelliklerinin daha iyi temsil edilebilmesi için periodontal ligamentin non-lineer olarak modellenmesi gerekliliğini belirtmişlerdir. Bu çalışmalar referans alınarak yaptığımız bu çalışmada gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek için periodontal ligament non-lineer olarak modellenmiştir.

SEA ile yapılan araştırmalarda “kortikal ve spongios kemiğin, mukozanın, protezlerin, dental yapıların, implantların elastisite modülleri ve poisson oranlarının belirlenmesinde” evrensel bir tablo bulunmamaktadır (155). Çalışmamızda farklı araştırmalar incelenerek bu araştırmalarda en sık kullanılan ortak sayısal değerler tercih edilmiştir.

Maksimum ısırma kuvvetlerini incelemek amacıyla yapılan çalışmalarda maksimum ısırma kuvvetinin birçok faktöre bağlı olarak değişiklik gösterdiği belirtilmiştir (156). Bu çalışmalarda ısırma kuvvetlerinden elde edilen değerlerin kişiden kişiye, cinsiyete, farklı çene bölgesindeki kas kuvvetlerine, dişsizlik durumuna, yapılan protezin tipine, parafonksiyonel alışkanlıklara göre farklılıklar oluşturduğu bildirilmiştir (105). Tam protez

kullanan hastaların artan yaşa bağlı olarak çiğneme kaslarının etkinliğinde ciddi oranlarda azalmaktadır. Doğal dişli kişilerin ısırma kuvvetleri böyle kişilere göre 3-4 kat daha fazla olabilmektedir (85). Dişsizliğin artmasıyla birlikte kas ve çiğneme etkinlikleri azalır (11). Hareketli bölümlü protezler ve overdenturelar ile ilgili yapılan çalışmalarda çiğneme kuvvetlerinin ortalama 100-160 N arasında olduğu bulunmuştur (157, 158). Fontijn-Tekamp ve ark. (159) yaptıkları bir araştırmada 'strain gauge' yöntemi ile doğal dişli, overdenture ve total protez kullanan hastaların ısırma ve çiğneme kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. İmplant destekli overdenture protezlerde unilateral ısırma kuvvetlerini kesicilerde 40 N, kaninlerde 45 N, molarlarda ise 75N olarak tespit etmişlerdir. Aynı araştırmacıların bir diğer çalışmasında ise yine implant üstü overdenture protezlerde maksimum unilateral ısırma kuvvetleri kesicilerde 75 N, kaninlerde 90 N ve molarlara 160 N, bilateral maksimum ısırma kuvveti de kesici ve kaninlerde 60 N, molarlarda 140 N olarak kaydedilmiştir (160). SEA ile yapılan çalışmalarda oklüzal kuvvetler genellikle 100 N ile 300 N arasında farklı değerlerde kullanılmıştır (105, 142, 161). Ayrıca bu oklüzal kuvvetler bazı çalışmalarda unilateral uygulanırken bazılarında da bilateral uygulanmıştır. (105, 142, 161). Bizim çalışmamızda ideal ve gerçeğe en yakın sonuç elde etme amacıyla oklüzal kuvvetler hem unilateral hem de bilateral olarak uygulanıp bu uygulamaların oluşturduğu stresleri karşılaştırabilmek hedeflenmiştir. Kuvvet uygulamasında dişlerin temas noktaları belirlenirken Yavuzylmaz'ın (162) tüberkül fossa ilişkisinde karşılıklı diş temaslarında oluşan temas noktaları vertikal kuvvetlerin iletileceği mandibuladaki 1. premolar, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar bölgelerindeki dişlerin temas bölgeleri olarak seçilmiştir. Sonuç olarak bu çalışmadaki yüklemde ideal temas noktalarına her bir noktada 0.5 mm çapında ve sürekli aynı noktalara gelecek şekilde vertikal eksende, sağ-sol unilateral olarak 150 N ve aynı anda her iki yükleme birden bilateral olarak yapılacak şekilde uygulama yapılmıştır.

Meijer ve ark. (127) yapmış oldukları bir çalışmada alt çeneye yerleştirilen iki implant üzeri topuz başlı tutuculu ve bar tutuculu overdenture protezlere gelen vertikal, horizontal ve oblik kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stresleri üç boyutlu SEA ile incelemişlerdir. Vertikal kuvvetler sonucunda oluşan en yüksek stres değerleri her iki modelde kortikal kemiğin boyun bölgesinde, topuz başlı tutuculu destekli modelde distolingualde, barlı modelde ise distobukkalde tespit edilmiştir. Sağesen'in (152) yapmış olduğu 3 boyutlu SEA çalışmasında, mandibulada bar ve topuz başlı tutuculu overdenture protezlere uygulanan vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler sonucunda tüm kuvvetlerde en yüksek stres değerlerinin kortikal kemikte implant boynu çevresinde olduğu görülmüştür.

Chen ve ark.'nın (35) yapmış olduğu 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, alt çeneye kanin ve molar bölgelerine yerleştirilen farklı sayılarda implant ve doğal diş üzerine teleskopik overdenture protezler tasarlamışlardır. Vertikal ve oblik kuvvetlerin uygulanmasıyla en yüksek von Mises değerleri kortikal kemikte implant ve dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür. Khurana ve ark.'nın (163) yapmış oldukları bir araştırmada, alt çeneye yerleştirilen farklı tipteki tutucularla desteklenen overdenture protezlere gelen kuvvetler sonucunda maksimum von Mises değerleri kortikal kemikte görülmüştür. El-Anwar ve ark.'nın (164) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında iki farklı tutucu ile desteklenen implant üstü overdenture protezlerde en yüksek von Mises stres değerleri implant çevresindeki kortikal kemikte görülmüştür. Bizim çalışmamızda da tüm tasarımlarda oklüzal yüklemeler sonucu oluşan en yüksek von Mises stres değerleri literatürdeki çalışmaları destekler nitelikte olup kuvvetin uygulandığı taraftaki destek diş veya implantın boyun bölgesi çevresindeki kortikal kemikte görülmüştür. Kuvvetin aynı anda her iki tarafa uygulandığı durumlarda destek olarak tek diş kullanıldığı tasarımda (Model 1) en yüksek stres dişin distolingual boyun bölgesindeki kortikal kemikte oluşmuştur. Diş-implant destekli tasarımlarda (Model 2, Model 3, Model 6, Model 7) ise en yüksek stres dişin distal boyun bölgesindeki kortikal kemikte görülmüştür. Tüm destekler implant olduğunda (Model 4, Model 5, Model 8, Model 9) stresler yine implantın mesial ve distal boyun bölgesindeki kortikal kemikte simetrik olarak oluşmuştur. SEA ile yapılan çalışmaların bazılarında alveolar kemikteki streslerin incelenmesinde maksimum ve minimum principle stresler kullanılırken çalışmaların birçoğunda da von Mises stres değerlerine bakılmıştır (124, 143, 165-169). Çalışmamızda tasarlanan modellerde bu araştırmalar örnek alınarak, gelen kuvvetler sonucunda kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

Khurana ve ark. (163) 2018' de yapmış oldukları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında farklı tutucularla bağlanan implant destekli overdenture protezlere gelen kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stresleri incelemişlerdir ve kortikal kemik değerlerini spongioz kemikten yüksek bulmuşlardır. Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan stres değerleri spongioz kemik ile karşılaştırıldığında oldukça yüksek bulunmuştur. Spongioz kemikte oluşan stresler birbirleri ile yakın değerlerde tespit edilmiştir (Tablo 14). Birçok araştırmada da bu bulgularımızı destekleyecek şekilde sonuçlara rastlanmıştır (170-173).

İmplant destekli hareketli protezler planlanırken yapılması gereken implant sayısı ile ilgili çok fazla araştırma yapılmış ve halen bu araştırmalar devam etmektedir (1, 22, 117, 174). Hastaların tedavisi esnasında yapılacak protezin türüne ve bu protezi destekleyecek implant sayısına karar vermek zordur. Dişsiz alanların artması implant sayısının artması gerektiğini düşündürür. Dişsiz arklarda implant planlaması için alternatifler fazla olsa da anatomik olarak uygunluk ya da ekonomik sebepler implant sayısında azaltmaya gidilmesine neden olabilir. Protetik restorasyonlar yapıldıktan sonra implantların herhangi birinde problem çıkması sonucunda tüm restorasyon etkileneceğinden riski azaltacak planlamalar yapılmalıdır (175). Çalışmamızın planlamasını yaparken bu düşünceden yola çıkılarak, ağızdaki sağlıklı dokuları koruyup daha az sayıda implant kullanarak implant-doğal diş destekli overdenture protezlerden faydalanılması düşünülmüştür. Çalışmamızda destek yapıların türlerinde ve sayılarında değişiklik oluşturarak hangi tasarımın daha avantajlı olacağını belirleyerek hem klinik hem de bilimsel çalışmalara destek sağlamak amaçlanmıştır.

Çalışmamızın çıkış fikri olan implant-diş bağlantılı protezlere ile ilgili literatürde çeşitli araştırmalar mevcuttur (26, 37, 176). Bu çalışmalarda diş ve implant arasındaki mobilite farkından kaynaklanan biyomekanik problemler uzun dönemde ortaya çıkabilecek sorunların ana etkeni olarak görülmüştür (177-182). Biyomekanik farklılıkların oluşturduğu bu problemler implantta ve dişte farklı etkiler gösterir. Naert ve ark. (177) yaptıkları bir araştırmada diş- implant bağlantılı protezlerde ortaya çıkabilecek potansiyel problemlerden en önemlilerinin implantta osseointegrasyon veya alveolar kemikte rezorpsiyon olduğunu bildirmişlerdir. İmplant-diş bağlantılı sabit protetik restorasyonlar ile ilgili yapılan çalışmalarda abutmentta vida gevşemesi ya da kırığı ya da direk üst yapıda kırık meydana gelebileceğini belirtilmiştir (178, 183-185). Yine bu tip restorasyonlarda destek dişte desimantasyon sonucu çürüklere rastlanabileceği (186), kuvvete bağlı kök kırıkları ya da intrüzyon meydana gelebileceği bildirilmiştir (177, 181, 187-192). Oluşabilecek bu komplikasyonların giderilebilmesi için diş-implant bağlantılı sabit protetik restorasyonlar ile ilgili birçok araştırma yapılmış ve desteklerin arasındaki mobilite farkını yok edebilmek adına ya semirijit ya da rijit olmayan bağlantı türleri kullanılması önerilmiştir (180, 187, 191, 192). Tüm bunların yanında halen rijit bağlantının kullanılması gerektiğini savunan çalışmalar da mevcuttur (73, 193, 194).

Bergendal ve Engquist (46) yaptıkları prospektif bir çalışmada farklı sayıda (2,3,4,5 adet) implantlar alt ve üst çeneye yerleştirilerek üzerine topuz başlı ya da bar tutuculu overdenture protezler tasarlanmış ve yedi yıl takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda tutucu sistemlerin implant ömrü açısından bir farklılık oluşturmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın aksine olacak şekilde daha sonraki yıllarda yapılan birçok çalışmada protezin uzun süreli başarısı ve protezden kaynaklanan komplikasyonların implant destekli overdenture protezlerdeki tutucu tipine bağlı olarak değiştiği belirtilmiştir (195). Yine daha önce yapılan çalışmalarda implant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucu tipine bağlı olarak implantın çevresindeki alveolar kemikte oluşan stres miktarı da değişmektedir (40, 189-191). Literatürde implant destekli overdenture protezlerde tutucu tiplerinin (rijit veya non-rijit) oluşturduğu stresler ilgili çok fazla çalışma yapılmış olmasına rağmen diş implant bağlantılı overdenture protezlerde bu konuyla alakalı çalışma sayısı oldukça azdır. Menucci ve ark.'nın (40) iki implant destekli topuz başlı ve bar tutucuların çevre kemikte yarattığı stresi inceledikleri çalışmalarında topuz başlı tutucuların bar tutuculara oranla daha az stres oluşturduğu görülmüştür. Ochiai ve ark. (196) implant destekli overdenture protezlerde hassas tutucularla ilgili yapmış oldukları bir fotoelastik stres analizi çalışmasında, bar ile desteklenen hassas tutucuların Locator ve Zaag hassas tutuculardan daha yüksek stres değerleri ortaya çıkardığını göstermişlerdir. Bhattacharjee ve ark.'nın (195) yapmış olduğu sistematik derlemede farklı tutucu sistemlerin kullanıldığı overdenture protezlerde bar ve topuz başlı tutucular karşılaştırıldığında topuz başlı tutucuların bar tutuculardan daha az stres oluşturduğunu belirtmişlerdir. Abbasi ve ark. (197) 2019 yılında yaptıkları bir araştırmada, locator tutuculu ve teleskopik kron destekli, rijit ve non-rijit bağlantılı overdenture protezler üzerine gelen kuvvetlere bağlı olarak oluşan stresi sonlu eleman analizi yöntemi ile incelemişlerdir. Her iki tutucu türünde de rijit bağlantıların oluşturduğu stres miktarını non-rijit bağlantılardan daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Yine Daas ve ark (129) yaptıkları çalışmada rezilient tutucuların rijit tutuculara göre implant etrafındaki kemikte daha az stres oluşturduklarını bildirmişlerdir. Yapılan çalışmaların çoğunun implant destekli overdenture protezler ile ilgili olması nedeniyle yaptığımız çalışmadaki sonuçlar bu araştırmalarla kıyaslanmak zorunda kalmıştır. Yapılan araştırmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda protez desteği olarak kullanılacak tutucu türleri, hem rijit hem de non-rijit olarak seçilip karşılaştırılması yapılmıştır. Yapılan araştırmaların çoğunun her ne kadar implant destekli overdenture protezler üzerine yapılmış olsa da çalışmamızın sonuçları mevcut literatürü destekleyecek şekilde bulunmuştur. Bizim çalışmamızda tüm tasarımlarda

rijit (bar) bağlantılı protezlerin kemikte oluşturduğu stres, non-rijit (topuz başlı) bağlantılı protezlerden daha yüksek bulunmuştur. Destek türü ve sayısının aynı olduğu modellerde bar tutuculu modellerin kemikte oluşturduğu stres değerlerinin topuz başlı tutuculu modellere göre yüksek olduğu görülmüştür. Karşılaştırılacak olunursa çalışmada en az stres değerlerinin tespit edildiği 3 adet implant destekli modeller arasında topuz başlı tutucu (non-rijit) destekli Model 8'de (97.45 MPa), bar tutucu (rijit) destekli Model 9 (104.66 MPa)'dan düşük değerde stres bulunmuştur. Bir adet diş ve 2 adet implant destekli modellerde topuz başlı tutucu (non-rijit) destekli Model 6'da, bar tutucu (rijit) destekli Model 7'den daha düşük değerde stres bulunmuştur. İki adet implant destekli modellerde yine topuz başlı tutucu (non-rijit) destekli Model 4'deki stresler, bar tutucu (rijit) destekli Model 5'ten daha düşük değerde bulunmuştur. Bir adet diş ve 1 adet implant destekli modellerde ise benzer şekilde topuz başlı tutucu (non-rijit) destekli Model 2'deki stresler, bar tutucu (rijit) destekli Model 3'ten daha düşük değerde bulunmuştur.

Literatürde implant sayısının artmasıyla proteze gelen yüklemeler sonucu implantların etrafındaki alveolar kemikte oluşan streslerin azaldığını ve bu streslerin daha homojen dağıldığını gösteren birçok araştırma mevcuttur (47, 174, 198-201). Topkaya ve ark (199) implant sayı ve pozisyonlarının implant destekli o ring tutuculu overdenture protezlerin stres davranışına olan etkisini inceledikleri SEA çalışmasında 4 adet implant destekli overdenture protezlerin 2 adet implant destekli overdenture protezlerden daha az stres oluşturduklarını göstermişlerdir. Dimililer ve ark. (200) implant destekli overdenture protezlerdeki optimum implant pozisyon, sayı ve çapını belirlemek için SEA yöntemiyle yaptıkları çalışmada implant sayısının artmasıyla peri-implant bölgedeki stres değerlerinin azaldığını göstermişlerdir. Kasani ve ark. (201) SEA yöntemiyle yaptıkları çalışmada elde edilen modeller arasında daha yüksek implant sayısına sahip modellerde (5 adet implant) daha az stres elde edildiğini bildirmişlerdir.

Ancak bu çalışmaların aksine implant sayısının artmasına rağmen peri-implant bölgedeki alveolar kemikte stresin azalmadığını hatta arttığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (202-204). Sadowsky ve Caputo'nun (204) fotoelastik stres analizi ile yaptığı bir çalışmada 2 ve 3 implant destekli 7 mm distal uzantısı olan barlı protezlerde 2 implantlı modellerin 3 implanta göre daha az stres oluşturduğu görülmüştür Korkmaz ve ark. (202) tek taraflı maksiller defekti olan bir vakada zigomatik ve dental implantların farklı sayıda kombinasyonlarına göre yapılan implant destekli obturator protezine gelen yüklemeler

karşısında oluşan stres dağılımlarını SEA yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında defekt olmayan tarafta en distal ve en mezial implant arasındaki bölgeye yerleştirilen ilave implantların elde edilen en yüksek streslerin azalmasını sağlamadığını rapor etmişlerdir. Fatalla ve ark (176) diş ve/veya mini implant destekli overdenture protezlerde farklı ataçman sistemlerinin oluşturduğu streslerin analizini yaptıkları 3 boyutlu SEA çalışmalarında 3 adet bağımsız mini implant destekli fleksibl akrilik tutuculu implant destekli overdenture protezde implant etfarındaki alveolar kemikte oluşan stres miktarı 4 adet bağımsız mini implant destekli o ring tutuculu overdenture protezde oluşan stresden daha düşük bulunmuştur. Liu ve ark. (203) implant destekli overdenture protezlerde implant sayısının farklı yükleme koşullarında alveolar kemikte oluşturdukları stresi inceledikleri SEA çalışmasında implant sayısının artmasının her zaman stres miktarında azalmaya neden olmadığını, yüklemenin şeklinin oluşan stres miktarını etkilediğini göstermişlerdir.

Yaptığımız çalışmanın sonuçları da bu çalışmaları destekler şekilde bar tutuculu tasarımlarda tüm yüklemelerde implant sayısının artması overdenture protezlere gelen kuvvetlerin kortikal kemikte oluşturacağı stres miktarını azalttığı görülmüştür. Yaptığımız çalışmada bar tutuculu tüm tasarımlarda en yüksek stres değerleri 1 adet dental implant ve 1 adet doğal dişin bulunduğu tasarımda (Model 3) elde edilirken, en düşük stres değerleri 3 adet dental implantın bulunduğu tasarımda (Model 9) tespit edilmiştir. Bar tutuculu tasarımlara benzer şekilde topuz tutuculu tasarımlarda birinci ve üçüncü yüklemelerde en yüksek stres değerleri 1 adet dental implant ve 1 adet doğal dişin bulunduğu tasarımda (Model 2) elde edilirken, en düşük stres değerleri 3 adet dental implantın bulunduğu tasarımda (Model 8) gözlenmiştir. Çalışmamızda topuz tutuculu tasarımlardaki ikinci yüklemeye ait sonuçlar implant sayısının artmasının her zaman stres miktarındaki azalmayı sağlamayacağı yönündeki çalışmaları destekler niteliktedir. Topuz tutuculu tasarımlarda ikinci yüklemeye en yüksek stresler 2 adet dental implantın bulunduğu tasarımda (Model 4) tespit edilirken sonrasında en yüksek stresten en düşüğe doğru modeller sırasıyla; 1 adet doğal diş ve 1 adet dental implantın bulunduğu tasarım (Model 2), 3 adet dental implantın bulunduğu tasarım (Model 8), 1 adet doğal diş ve 2 adet dental implantın bulunduğu tasarım (Model 6) şeklinde sıralanmıştır.

İmplant destekli protezlerde implantların ve protezlerin sağ kalım süresi biyomekanik faktörlerden oldukça etkilenmektedir. Başarılı bir tedavi için biyomekanik olarak en uygun stres dağılımını sağlayacak planlamalar yapılmalıdır. İmplant destekli

overdenture protezlerde destek olarak doğal dişin varlığının, implant sayısının ve tutucu tipinin sistemin biyomekaniğine yapacağı etki iyi bilinmelidir. Sonlu elemanlar stres analizi implant destekli protezlerde biyomekanik davranışları incelemeye sıklıkla tercih edilen bir yöntem olsa da bu yöntemde klinik durumun birebir taklit edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle bu çalışma ile elde edilen sonuçların uzun takip süreli klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı implant sayı ve tasarımıdaki doğal diş-implant destekli overdenture protezlerdeki stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm modellerde uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen en yüksek stresler diş ya da implantların çevresindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.
2. Kortikal kemikteki stres değerleri incelendiğinde her 3 yüklemde de en yüksek stresler tek dişin olduğu Model 1’de oluşmuştur. Oluşan stresler ilave destek sayısı ve türü değişikçe belirgin değişiklikler göstermiştir.
3. Bir adet doğal diş ve bir adet dental implantın bar ile bağlandığı Model 3, tüm yüklemelerde kortikal kemikte diğer tüm modellerden daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur (Model 1 hariç).
4. Yapılan yüklemeler sonucu tüm modellerde spongioz kemikte oluşan stresler kortikal kemiğe göre çok daha az ve kortikal kemikten farklı olarak birbirine yakın tespit edilmiştir.
5. Bar tutuculu ve topuz başlı tutuculu tasarımlardan aynı destek sayısına sahip modeller kıyaslandığında tüm yüklemelerde topuz başlı tutuculu tasarımlarda kortikal kemikteki stres miktarları bar tutuculu modellerdeki stres miktarlarından daha düşük tespit edilmiştir (Model 2< Model 3, Model 4< Model 5, Model 6< Model 7, Model 8< Model 9).
6. Bar tutuculu tasarımlarda implant sayısının artması kortikal kemikte oluşan stresleri azaltırken topuz başlı tutuculu tasarımlarda bu durum tüm yüklemelerde aynı faydayı sağlamamıştır.
7. Doğal diş-implant destekli overdenture protezlere gelen kuvvetlerin biyolojik dokularda oluşturduğu biyomekanik etkiler ile ilgili daha kesin sonuçlara ulaşabilmek için hem in vitro hem de uzun takip süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Burns DR (2004). The mandibular complete overdenture. *Dent Clin North Am* 48(3): 603-623.
2. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M (2004). A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(5): 695-702.
3. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM (1969). Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. *J Prosthet Dent* 21(5): 513-522.
4. Setz JM, Wright PS, Ferman AM (2000). Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures--an in vitro study. *Int J Prosthodont* 13(6): 494-499.
5. Demir DB (2006). Doğal Diş İmplant Destekli Sabit Protezlerde Vidalı ve Farklı Simantasyon Tasarımlarının Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile Karşılaştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
6. DeBoer J (1993). Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 69(4): 386-390.
7. Tunalı B (2000). Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji 2. Baskı ed Nobel Tıp Kitapevleri Ltd.Şti., İstanbul.
8. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 15(4): 240-248.
9. Becker MJ (1999). Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14(1): 19-29.
10. Weinberg LA (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(1): 19-31.
11. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 6(1): 41-48.
12. Hahn JA (1990). The blade implant. *J Am Dent Assoc* 121(3): 394, 396, 400 passim.
13. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 3(2): 81-100.

14. Brånemark P-I ZG, Albrektsson T (eds.) (1985). Tissue- Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence, Chicago.
15. Misch CE (2009). Dental İmplant Protezler. Kutay PDÖ (Ed). Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
16. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1(1): 11-25.
17. Misch CE (1990). Dental education--meeting the demands of implant dentistry. *J Am Dent Assoc* 121(3): 334, 336, 338.
18. Misch C (2011). Dental Implant Prosthetics St Louis Mosby, Inc.
19. Ferro KJ (2005). The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 94(1): 10-92.
20. Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T (2003). Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 23(4): 313-323.
21. Johnson K (1969). A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J* 14(4): 241-244.
22. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(4): 539-545.
23. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A (1992). Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 19(2): 118-126.
24. Tallgren A (1966). The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta Odontol Scand* 24(2): 195-239.
25. Mericske-Stern R (1998). Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *J Prosthet Dent* 79(1): 66-73.
26. Carlsson GE (2014). Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont* 6(4): 245-252.
27. Mericske-Stern R, Zarb GA (1993). Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 6(2): 203-208.
28. Sadowsky SJ (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent* 78(1): 28-33.

29. Mutahhar Ulusoy Ka (2005). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara.
30. Satyendra K, Kumar D, Legha VS, Arun Kumar KV (2015). Specially designed tooth supported mandibular overdenture with enhanced retention. *Med J Armed Forces India* 71(Suppl 2): S546-548.
31. Tancu AM, Melescanu Imre M, Preoteasa CT, Preoteasa E (2014). Therapeutical attitudes in tooth supported overdentures with ball attachments. Case report. *J Med Life* 7 Spec No. 4: 95-98.
32. Pramod Kumar AV, Vinni TK, Mahesh MR (2012). Full mouth rehabilitation with maxillary tooth supported and mandibular tooth and implant supported combination prostheses: a 4-year case report. *J Indian Prosthodont Soc* 12(2): 113-119.
33. Bernhart G, Koob A, Schmitter M, Gabbert O, Stober T, Rammelsberg P (2012). Clinical success of implant-supported and tooth-implant-supported double crown-retained dentures. *Clin Oral Investig* 16(4): 1031-1037.
34. Fatalla AA, Song K, Du T, Cao Y (2012). An in vitro investigation into retention strength and fatigue resistance of various designs of tooth/implant supported overdentures. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci* 32(1): 124-129.
35. Chen Y, Wang C, Huang Y, Feng T, Zou H, Fan Y (2017). Biomechanical evaluation of the natural abutment teeth in combined tooth-implant-supported telescopic prostheses: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 20(9): 967-979.
36. Klotz AL, Fobbe H, Rammelsberg P, Lorenzo Bermejo J, Kappel S (2021). Survival and success of tooth-implant-supported and solely implant-supported double-crown-retained overdentures: A prospective study over a period of up to 11 years. *Clin Oral Implants Res* 32(12): 1425-1432.
37. Molinero-Mourelle P, Bischof F, Yilmaz B, Schimmel M, Abou-Ayash S (2022). Clinical performance of tooth implant-supported removable partial dentures: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 26(10): 6003-6014.
38. Mensor MC, Jr. (1977). Attachment fixation for overdentures. Part I. *J Prosthet Dent* 37(4): 366-373.
39. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10(6): 387-416.

40. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(3): 369-376.
41. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K (2003). 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* 16(2): 128-134.
42. Cekic C, Akca K, Cehreli MC (2007). Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 38(6): e291-297.
43. Sadowsky SJ, Caputo AA (2000). Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 84(3): 327-334.
44. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res* 12(6): 640-647.
45. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 15(1): 24-34.
46. Bergendal T, Engquist B (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(2): 253-262.
47. Sancaklı E (2006). Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul
48. Schroder A (1996). *Oral Implantology* Georg Thieme Verlag. 2. ed Stuttgart New York, 60-63.
49. Waddell JN, Payne AG, Swain MV (2006). Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 96(4): 283-288.
50. Davodi A, Nishimura R, Beumer J, 3rd (1997). An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 78(2): 212-217.
51. Ozcelik TB, Ozcelik O, Pektas ZO (2007). Cement-retained bar attachment system for implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 97(5): 315-317.

52. Zarb GA (2004). Clinical Protocol for Treatment with Implant-Supported Overdentures Implant Prosthodontic. C.L Bolender GAZ (Ed). Prosthodontic treatment for edentulous patients: Complete dentures and implant-supported prostheses. Mosby.
53. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D (1999). 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 26(3): 195-202.
54. Spiekermann H, Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., Richter, J. (1995). Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. Thieme Medical, New York.
55. Abd El-Dayem MA, Assad AS, Eldin Sanad ME, Mahmoud Mogahed SA (2009). Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. Implant Dent 18(6): 501-511.
56. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont 13(4): 221-226.
57. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont 18(2): 99-105.
58. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res 15(5): 560-569.
59. Misch CE (1998). The implant quality scale: a clinical assessment of the health--disease continuum. Oral Health 88(7): 15-20, 23-15; quiz 25-16.
60. Gunne J, Jemt T, Linden B (1994). Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. Int J Prosthodont 7(2): 143-148.
61. Uysal H, Iplikcioglu H, Avci M, Bilir OG, Kural O (1996). Efficacy of the intramobile connector in implant tooth-supported fixed prostheses: an experimental stress analysis. Int J Prosthodont 9(4): 355-361.
62. Schulte W (1995). Implants and the periodontium. Int Dent J 45(1): 16-26.
63. Muhlemann HR (1967). Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. J Periodontol 38(6): 686-713.
64. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J Oral Maxillofac Implants 10(3): 345-353.

65. Jacobs R, van Steenberghe D (1993). Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(5): 549-554.
66. Zarb GA, Schmitt A (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 64(2): 185-194.
67. Parfitt GJ (1960). Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 39: 608-618.
68. Bidez MW, Lemons JE, Isenberg BP (1986). Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilizing endosseous implants as distal abutments. *J Biomed Mater Res* 20(6): 785-797.
69. Sekine H, Komiyama Y, Hotta H. (1986). Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. (Ed). *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction* Amsterdam.
70. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106(3): 721-764.
71. Isidor F (1997). Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 8(1): 1-9.
72. Cox JF, Zarb GA (1987). The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2(2): 91-100.
73. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 3(3): 104-111.
74. Lang NP, Loe H (1972). The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Periodontol* 43(10): 623-627.
75. Wennstrom JL (1987). Lack of association between width of attached gingiva and development of soft tissue recession. A 5-year longitudinal study. *J Clin Periodontol* 14(3): 181-184.
76. Kennedy JE, Bird WC, Palcanis KG, Dorfman HS (1985). A longitudinal evaluation of varying widths of attached gingiva. *J Clin Periodontol* 12(8): 667-675.
77. Schnitman PA, Shulman LB (1979). Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc* 98(3): 373-377.

78. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI (1994). The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent* 14(2): 154-165.
79. Misch CE (2011). *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji Atlas* Kitapçılık, Ankara.
80. Lekholm U, Adell R, Lindhe J, Branemark PI, Eriksson B, Rockler B, Lindvall AM, Yoneyama T (1986). Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-sectional retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 15(1): 53-61.
81. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P (1991). The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 2(2): 81-90.
82. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(3): 360-370.
83. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 14(1): 97-102.
84. Bidez MW, Misch CE (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 18(3): 264-274.
85. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 35(6): 297-303.
86. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15(1): 15-46.
87. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK (1986). Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 56(2): 226-229.
88. Brunski JB (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 10(3): 153-201.
89. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B (1979). Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand* 37(4): 195-206.
90. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 51(5): 323-331.

91. Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff G (1999). Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14(6): 819-823.
92. Walton JN, MacEntee MI (1994). Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 71(3): 283-288.
93. Rosenstiel SF LM, Fujimoto J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics* Mosby-Elsevier.
94. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 29(6): 565-574.
95. Brunski JB (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3(2): 85-97.
96. Caputo AA, Standlee JP (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry* Quintessence Publishing Company.
97. Beer FP, Johnston, E.R. Jr (1992). *Mechanics of Materials* McGraw-Hill Book Company Europe.
98. Anusavice KJ (2003). *Philips' Science of Dental Materials* Elsevier.
99. https://en.wikipedia.org/wiki/strength_of_materials. [online].
100. Çalış AC (2006). Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
101. Hancı M. BE, Arpacı A. (2000). *Biyomekanik* Logos Yayıncılık, İstanbul.
102. Gültepe ME (2011). Alt Çene Tam Dişsiz Vakalarda Farklı İmplant Üstü Protetik Tasarımların İmplant Altyapılara Kuvvet İletimi Açısından Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi, T.C. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
103. Akca K, Cehreli MC, İplikcioglu H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 15(2): 115-121.
104. Dağlık D (2012). Alt Çene Tam ve Kısmi Dişsizlik Vakalarında Diş, İmplant ve Diş-İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamalarında Protetik Yapılar ve Çevre Dokulardaki Stres, Gerinim Ve Yer Değiştirmenin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres

Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi, Ankara.

- 105.Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil 32(3): 193-205.
- 106.Çelik GU (2006). İmplantların Farklı Açılarda Yerleştirildiği Mandibuler Overdenture Vakalarında Ortaya Çıkan Streslerin İn Vitro Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
- 107.Fanuscu MI, Caputo AA (2004). Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. J Prosthodont 13(4): 214-220.
- 108.Ulusoy M, Aydın K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Ankara Üniversitesi Basımevi.
109. <https://alkanhulya.wordpress.com/2014/03/07/sonlu-elemanlar-metodu-ve-muhendislik-uygulamalari/> [online].
- 110.Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ (1982). A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J Dent Res 61(1): 25-29.
- 111.Hobkirk JA, Havthoulas TK (1998). The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J Prosthet Dent 80(2): 169-174.
- 112.Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. Int J Oral Implantol 4(2): 25-31.
- 113.Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg 26(2): 141-148.
- 114.Kenney EB, Jovanovic SA (1993). Osteopromotion as an adjunct to osseointegration. Int J Prosthodont 6(2): 131-136.
- 115.Rho JY, Ashman RB, Turner CH (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 26(2): 111-119.
- 116.Rao SS (1989). The Finite Element Method in Engineering. Pergamon Press.
- 117.Geng JP, Tan KB, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 85(6): 585-598.

- 118.Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 24(2): 80-88.
- 119.Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 22(2): 104-110.
- 120.Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M (1988). Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomed Eng* 10(3): 246-252.
- 121.van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E (1995). Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(1): 51-57.
- 122.Craig RG, Ward, M.L. (1996). *Restorative Dental Materials* Mosby.
- 123.Balık A (2007). Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
- 124.Asar NV (2006). İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
- 125.Lahoti K, Pathrabe A, Gade J (2016). Stress analysis at bone-implant interface of single- and two-implant-retained mandibular overdenture using three-dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 27(6): 597-601.
- 126.Nelson SJ (2015). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion* Elsevier.
- 127.Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 38(6): 491-496.
- 128.Genna F, Paganelli C, Salgarello S, Sapelli P (2003). Mechanical response of bone under short-term loading of a dental implant with an internal layer simulating the nonlinear behaviour of the periodontal ligament. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 6(5-6): 305-318.

- 129.Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 30(2): 218-225.
- 130.Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Goiato MC, Gennari Filho H (2010). Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J Craniofac Surg* 21(3): 727-734.
- 131.Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H (2004). Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 15(4): 481-489.
- 132.Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP (2008). Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed* 92(2): 213-223.
- 133.İsayev A (2011). Üst Çene Tam Dişsizlik Olgularında Kullanılan Farklı Tutucu ve Kaide Tasarımına Sahip İmplant Üstü Overdenture'ların Çevre Dokularda Oluşturdukları Ük Dağılımının İncelenmesi. Ankara Üniversitesi, Ankara.
- 134.Vafae F, Khoshhal M, Rezaei A, Sooltani F, Jalalzadeh M, Yalpaniyan A, Firooz F, Izady AR, Yarmohamadi E (2010). Multiple in vitro analyses of fracture resistance in maxillary central incisors restored with fiber posts. *Iran Endod J* 5(3): 125-130.
- 135.Skalak R (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49(6): 843-848.
- 136.Misch CE (1999). Clinical biomechanics in implant dentistry. (Ed). Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. ed. Elsevier Mosby.
- 137.Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 20(2): 147-157.
- 138.Wolff von J. (1893). Das gesetz der transformation der knochen.
- 139.Frost HM (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74(1): 3-15.
- 140.Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 13(3): 334-341.

141. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 13(6): 657-665.
142. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 4(2): 95-100.
143. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 93(1): 38-44.
144. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B (2000). Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 26(2): 77-81.
145. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM (1982). The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 16(4): 369-379.
146. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N (2007). Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22(5): 710-718.
147. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ (1992). Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol* 18(3): 220-230.
148. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koobus GF (1993). Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(4): 420-427.
149. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 25(6): 485-491.
150. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 8(3): 161-172.
151. Misch CE (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 6(2): 23-31.
152. Sağesen LEM (2000). İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara

- 153.Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 36(7): 463-471.
- 154.Provatidis CG (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. Med Eng Phys 22(5): 359-370.
- 155.Borchers L, Reichart P (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 62(2): 155-159.
- 156.Bölükbaşı N (2008). Anterior Maksillada Farklı Lokalizasyonlarda Uygulanan Dental İmplantların Çene Kemiğindeki Kuvvet Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- 157.Prakash V, D'Souza M, Adhikari R (2009). A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. Indian J Dent Res 20(1): 31-36.
- 158.Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T (2000). Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehabil 27(12): 1073-1076.
- 159.Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van THMA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res 79(7): 1519-1524.
- 160.Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W (1998). Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res 77(10): 1832-1839.
- 161.Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent 92(6): 523-530.
- 162.Yavuzylmaz. H (2007). Diş morfolojisi-fizyolojisi ve oklüzyon Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara.
- 163.Khurana N, Rodrigues S, Shenoy S, Saldanha S, Pai U, Shetty T, N S, Mahesh M, Hegde P (2019). A Comparative Evaluation of Stress Distribution with Two Attachment Systems of Varying Heights in a Mandibular Implant-Supported Overdenture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Prosthodont 28(2): e795-e805.
- 164.El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS (2015). A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. Saudi Dent J 27(4): 201-207.

165. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 93(3): 227-234.
166. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR (2008). Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23(1): 57-64.
167. Caglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21(1): 36-44.
168. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13(1): 82-90.
169. Valera-Jimenez JF, Burgueno-Barris G, Gomez-Gonzalez S, Lopez-Lopez J, Valmaseda-Castellon E, Fernandez-Aguado E (2020). Finite element analysis of narrow dental implants. *Dent Mater* 36(7): 927-935.
170. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(4): 391-398.
171. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 27(9): 591-598.
172. Brosh T, Pilo R, Sudai D (1998). The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 79(3): 328-334.
173. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 91(1): 20-25.
174. Sadowsky SJ (2001). Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 86(5): 468-473.
175. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15(1): 66-75.

- 176.Fatalla AA, Song K, Du T, Cao Y (2012). A three-dimensional finite element analysis for overdenture attachments supported by teeth and/or mini dental implants. *J Prosthodont* 21(8): 604-613.
- 177.Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 12(3): 245-251.
- 178.Nickenig HJ, Schafer C, Spiekermann H (2006). Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 17(5): 506-511.
- 179.Lin CL, Wang JC (2003). Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18(3): 331-340.
- 180.Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM (1999). Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 81(6): 696-703.
- 181.Sheets CG, Earthman JC (1997). Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent* 77(1): 39-45.
- 182.Sheets CG, Earthmann JC (1993). Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 70(6): 513-520.
- 183.Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15(6): 667-676.
- 184.el Charkawi HG, Zekry KA, el Wakad MT (1994). Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent* 72(6): 614-622.
- 185.Rangert B, Gunne J, Sullivan DY (1991). Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6(2): 177-186.
- 186.Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 12(1): 26-34.

187. Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W, Worthington P (2002). Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17(4): 473-487.
188. Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C (2005). Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J Prosthet Dent* 94(4): 313-320.
189. Chee WW, Cho GC (1997). A rationale for not connecting implants to natural teeth. *J Prosthodont* 6(1): 7-10.
190. Ericsson I, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S (1986). A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 13(4): 307-312.
191. Rieder CE, Parel SM (1993). A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 13(4): 334-347.
192. English CE (1993). Root intrusion in tooth-implant combination cases. *Implant Dent* 2(2): 79-85.
193. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K (1995). Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 6(2): 114-121.
194. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ (2005). A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 16(3): 302-307.
195. Bhattacharjee B, Saneja R, Singh A, Dubey PK, Bhatnagar A (2022). Peri-implant stress distribution assessment of various attachment systems for implant supported overdenture prosthesis by finite element analysis - A systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res* 12(6): 802-808.
196. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 91(5): 421-427.
197. Abbasi MRA, Vinnakota DN, Sankar V, Kamatham R (2020). Comparison of stress induced in mandible around an implant-supported overdenture with locator attachment and telescopic crowns - a finite element analysis. *Med Pharm Rep* 93(2): 181-189.
198. Arat ZS (2010). Mandibular İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı ve Tutucu Türünün Kemikteki Stres Dağılımlarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle

İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.

- 199.Topkaya T, Solmaz MY (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 48(10): 2102-2109.
- 200.Dimililer G, Kucukkurt S, Cetiner S (2018). Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 119(2): 244-249 e246.
- 201.Kasani R, Rama Sai Attili BK, Dommeti VK, Merdji A, Biswas JK, Roy S (2019). Stress distribution of overdenture using odd number implants - A Finite Element Study. *J Mech Behav Biomed Mater* 98: 369-382.
- 202.Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yalug S, Korkmaz T (2012). Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *J Oral Implantol* 38(5): 557-567.
- 203.Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H (2013). Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent* 41(3): 241-249.
- 204.Sadowsky SJ, Caputo AA (2004). Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 92(4): 328-336.