



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÖN BÖLGE TEK DİŞ İMPLANT
TEDAVİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Begüm KARADEMİR

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

PROJE NO: 2019/097

KOCAELİ-2020

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak 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 kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:/..../2020

Begüm KARADEMİR

İmza:.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, yetişmemde emeği ve katkısı çok büyük olan, her zaman yanımda olduğunu bana hissettiren değerli tez hocam ve danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım değerli KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri sayın Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ, sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK ve sayın Dr. Öğr. Üyesi Serdar KILIÇ'a, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Fatih Mehmet COŞKUNSES'e,

2019/097 nolu tez projemi onalayıp, destekleyen Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarından ötürü başta Sayın Ayberk YAĞIZ'a olmak üzere AY TASARIM'ın bütün çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman yanımda olan, çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Uzm. Dt. Ziya SEFERLİ, Uzm. Dt. Neslihan YENİCE, Dt. Sinem ŞAHİN, Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Dt. Natig BAYRAMOV olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik personelimize,

Son olarak bugünlere gelmemde en büyük katkıyı sağlayan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini yanımda hissettiğim canım annem Elif UZUNOĞLU'na, babam Ayhan UZUNOĞLU'na ve kardeşim Betül UZUNOĞLU'na

Desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim, bir ömrü paylaşmak istediğim canım eşim Doğan KARADEMİR'e, varlığıyla hayatıma anlam katan canım oğlum Ömer Arda KARADEMİR'e teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Dt. Begüm KARADEMİR

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

KABUL VE ONAY

BEYAN

TEŞEKKÜR

TABLolar DİZİNİ

1

ŞEKİLLER DİZİNİ

2

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

9

ÖZET

10

SUMMARY

11

3. GİRİŞ VE AMAÇ

12

4. GENEL BİLGİLER

14

4.1. Dental İmplantlar..... 14

4.1.1. İmplantın Tanımı ve Tarihçesi.....14

4.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması15

4.1.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları.....16

4.1.3.1. İmplant Endikasyonları 16

4.1.3.2. İmplant Kontrendikasyonları 16

4.2. Kemik..... 17

4.2.1. Kemiğin Yapısı ve Özellikleri17

4.2.2. Dental İmplantlarda Kemik İyileşmesi.....	18
4.2.3. Kemik Sınıflaması	19
4.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı.....	20
4.3.1. Kontakt ve Uzaklık Osteogenezi.....	21
4.3.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....	22
4.4. İmplant Başarı Kriterleri.....	23
4.5. İmplant Üstü Protezler	25
4.5.1. İmplant Üstü Sabit Protezler (SP-1).....	25
4.5.2. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri.....	26
4.6. İmplant Abutmentleri	26
4.6.1. Üretildikleri Materyallere Göre Abutmentler.....	27
4.6.1.1. Titanyum Abutmentler.....	27
4.6.1.2. Seramik Abutmentler.....	28
4.6.2. Kullanım Şekillerine Göre Abutmentler.....	31
4.6.2.1. Geçici Abutmentler.....	31
4.6.2.2. Daimi Abutmentler.....	33
4.7. Sabit İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri	34
4.7.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar.....	34
4.7.2. Metal Desteksiz Porselen Restorasyonlar.....	35
4.7.2.1. Zirkonya Restorasyonlar.....	36
4.8. Estetik Bölge Tek Diş Eksikliği ve Tedavisi	37
4.8.1. Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Seçenekleri.....	37
4.8.1.1. Sabit Bölümlü Protezler.....	37
4.8.1.2. Kantilever Sabit Bölümlü Protezler.....	38
4.8.1.3. Adeziv Köprüler.....	38
4.8.1.4. Hareketli Bölümlü Protezler.....	38
4.8.1.5. Tek Diş İmplantları.....	38
4.9. İmplant Yükleme Protokolü	43

4.9.1.1. Hemen (İmmediyat) Yükleme	45
4.9.1.2. Erken Yükleme Protokolü.....	45
4.9.1.3. Geç (Klasik-Konvansiyonel) Yükleme protokolü	46
4.9.2. Hemen Yükleme Protokolünde Mikro Hareketlilik.....	46
4.10. Dental İmplantolojide Klinik Biyomekanik	46
4.10.1. Biyomekanik Kavramlar	47
4.10.1.1. Kuvvet.....	47
4.10.1.2. Stres (gerilme).....	48
4.10.1.3. Gerinim (Strain).....	49
4.10.1.4. Elastisite (Young's) modülü	49
4.10.1.5. Poisson oranı.....	50
4.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	50
4.11.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	51
4.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	51
4.11.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi.....	51
4.11.4. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi.....	51
4.11.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi	51
4.11.6. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi.....	52
4.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	52
4.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemindeki Temel Kavramlar	54
4.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları	57
4.11.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri.....	57
5. GEREÇ VE YÖNTEM	60
5.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri	61
5.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması.....	62
5.2.1. Üst Çene Modellerinin Hazırlanması.....	62
5.2.2. Çalışma Modellerinin Modellenmesi.....	65
5.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi	69

5.3.1. Materyal Özellikleri	69
5.3.2. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması.....	70
5.3.3. Sınır Koşulları.....	72
5.3.4. Yükleme Koşulları.....	72
6. BULGULAR	74
6.1. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	75
6.1.1. Senaryo 1 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	75
6.1.1.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	75
6.1.1.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	76
6.1.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	77
6.1.2. Senaryo 2 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	78
6.1.2.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	78
6.1.2.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	79
6.1.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	81
6.1.3. Senaryo 3 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	82
6.1.3.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları	82
6.1.3.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	82
6.1.3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	84
6.1.4. Senaryo 4 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	85
6.1.4.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	85
6.1.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	87
6.1.5. Senaryo 5 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	89
6.1.5.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	89
6.1.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	90
6.1.6. Senaryo 6 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	92
6.1.6.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	92
6.1.6.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	93
6.2. Yatay Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	95
6.2.1. Senaryo 1 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular	95
6.2.1.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları	95

6.2.1.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	96
6.2.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	98
6.2.2. Senaryo 2 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular.....	99
6.2.2.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları	99
6.2.2.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	99
6.2.3. Senaryo 3 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular.....	102
6.2.3.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	102
6.2.3.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları.....	102
6.2.3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	104
6.2.4. Senaryo 4 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular.....	105
6.2.4.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	105
6.2.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	107
6.2.5. Senaryo 5 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular.....	109
6.2.5.1. Üst yapıda, Alt Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	109
6.2.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	110
6.2.6. Senaryo 6 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular.....	112
6.2.6.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları	112
6.2.6.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları.....	113
6.3. Tüm Gruplarda Abutmentta Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....	116
6.4. Tüm Gruplarda İmplantta Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....	117
6.5. Tüm Gruplarda Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması	118
6.6. Tüm Gruplarda Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması	119

7. TARTIŞMA	120
8. SONUÇ	129
9.KAYNAKLAR	131
10.ÖZGEÇMİŞ	148



TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları ...	70
Tablo 2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	71
Tablo 3. Oblik yüklemde abutmentta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması.....	116
Tablo 4. Yatay yüklemde abutmentta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması.....	116
Tablo 5. Oblik yüklemde implantta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması.....	117
Tablo 6. Yatay yüklemde implantta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması.....	117
Tablo 7. Oblik yüklemde kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	118
Tablo 8. Yatay yüklemde kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	118
Tablo 9. Oblik yüklemde kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	119
Tablo 10. Yatay yüklemde kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	119

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması	19
Şekil 2. Misch'in maksilla ve mandibula için geçerli olan kemik yoğunluğu sınıflaması.	19
Şekil 3. Dental implantların başarı skalası.....	24
Şekil 4. İmplant kademe sistemi	26
Şekil 5. Geçici abutmentlerin sınıflandırılması	32
Şekil 6. Daimi abutmentlerin sınıflandırılması	33
Şekil 7. Yumuşak ve sert dokudaki vertikal kayıp sınıflaması (86).....	41
Şekil 8. Yumuşak ve sert dokudaki horizontal kayıp sınıflaması (86)	41
Şekil 9. Gerilme (tensile stress), sıkışma (compressive stress) ve makaslama (shear stress) stresleri	48
Şekil 10. Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar.....	55
Şekil 11. Senaryo 1-2-3-4-5 modellemesi.....	61
Şekil 12. Senaryo 6 modellemesi	61
Şekil 13. Activity 880 optik tarayıcısı.....	62
Şekil 14. Tomografi görüntüsü	63
Şekil 15. 3D-Doctor yazılımında 'Interactive Segmentation' yöntemiyle kemik dokularının ayrıştırılması.....	63
Şekil 16. Senaryo 1-2-3-4-5 kortikal kemik modeli.....	64
Şekil 17. Senaryo 6 kortikal kemik modeli	64
Şekil 18. Senaryo 1-2-3-4-5 trabeküler kemik modeli.....	64
Şekil 19. Senaryo 6 trabeküler kemik modeli.....	64
Şekil 20. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları.....	65
Şekil 21. Çalışmada modellenen abutment, alt yapı ve üst yapı modelleri.....	66
Şekil 22. Çalışmada modellenen abutment ve implant modelleri	66
Şekil 23. Titanyum abutment / PMMA üst yapı	66
Şekil 24. %25 kemik kontaktı / %75 ara tabaka kontaktı	66
Şekil 25. Titanyum abutment / PMMA üst yapı	67

Şekil 26. %50 kemik kontaktı / %50 ara tabaka kontaktı	67
Şekil 27. Titanyum abutment / PMMA üst yapı	67
Şekil 28. %75 kemik kontaktı / %25 ara tabaka kontaktı	67
Şekil 29. Titanyum ve PEEK abutment / PMMA üst yapı.....	68
Şekil 30. Titanyum ve zirkonya abutment / Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen.....	68
Şekil 31. Titanyum ve zirkonya abutment / Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen.....	69
Şekil 32. Rhino'dan yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması	70
Şekil 33. Modellerin sabitlendiği noktalar.....	72
Şekil 34. Senaryo 1-2-3-4-5 oblik ve yatay yüklerin uygulama yönü	73
Şekil 35. Senaryo 6 oblik ve yatay yüklerin uygulama yönü.....	73
Şekil 36. Sabit skalanın ve skala aralığının gösterimi.....	75
Şekil 37. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	75
Şekil 38. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	76
Şekil 39. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri	76
Şekil 40. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	77
Şekil 41. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri.....	77
Şekil 42. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	78
Şekil 43. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	78
Şekil 44. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	79
Şekil 45. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	79

Şekil 46. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri	80
Şekil 47. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	80
Şekil 48. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri.....	81
Şekil 49. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	81
Şekil 50. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	82
Şekil 51. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	82
Şekil 52. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	83
Şekil 53. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri	83
Şekil 54. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	84
Şekil 55. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri.....	84
Şekil 56. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	85
Şekil 57. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	85
Şekil 58. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	86
Şekil 59. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	86
Şekil 60. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	87

Şekil 61. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı.....	87
Şekil 62. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	88
Şekil 63. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı.....	88
Şekil 64. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	89
Şekil 65. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	90
Şekil 66. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	90
Şekil 67. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı.....	91
Şekil 68. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	91
Şekil 69. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı.....	92
Şekil 70. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	92
Şekil 71. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda feldspatik veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	93
Şekil 72. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	94
Şekil 73. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılım	94
Şekil 74. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	95
Şekil 75. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı.....	95

Şekil 76. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	96
Şekil 77. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	96
Şekil 78. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri	97
Şekil 79. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	97
Şekil 80. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri.....	97
Şekil 81. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	98
Şekil 82. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	98
Şekil 83. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	99
Şekil 84. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	99
Şekil 85. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri	100
Şekil 86. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	100
Şekil 87. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri.....	101
Şekil 88. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	101
Şekil 89. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	102
Şekil 90. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	102

Şekil 91. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri	103
Şekil 92. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri	103
Şekil 93. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri.....	104
Şekil 94. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri.....	104
Şekil 95. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	105
Şekil 96. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	105
Şekil 97. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	106
Şekil 98. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	106
Şekil 99. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	107
Şekil 100. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	107
Şekil 101. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı.....	108
Şekil 102. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	108
Şekil 103. Senaryo 5' yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	109
Şekil 104. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda üst yapıda, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	110
Şekil 105. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	110

Şekil 106. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	111
Şekil 107. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	111
Şekil 108. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	112
Şekil 109. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	112
Şekil 110. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda feldspatik veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı	113
Şekil 111. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	114
Şekil 112. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	114
Şekil 113. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	115
Şekil 114. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum asal gerilme dağılımı	115

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

CAD: Bilgisayar destekli tasarım (*Computer Aided Design*)

CAM: Bilgisayar destekli üretim (*Computer Aided Manufacturing*)

PMMA: Polimetilmetakrilat

PEEK: Polietereterketon

PAEK: Polyaryetketone

Al₂O₃: Alüminyum oksit

Y₂O₃: İtiryum oksit

MPa: Megapaskal

GPa: Gigapaskal

N: Newton

Cr-Co: Krom-kobalt

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat

ZrO₂: Zirkonyum oksit

°C : Santigrat derece

PSZ : Parsiyel stabilize zirkonyum

Y-TZP: Tetragonal zirkonyum polikristalin zirkonyum

mm² : Milimetre kare

µm : mikrometre

mm: milimetre

ÖZET

Ön Bölge Tek Diş İmplant Tedavisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi

İmplant tedavisinde başarının sürdürülebilmesi için öncelikle implantlar için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır. Oral implantoloji çalışmalarında sıklıkla kullanılan ve *in vivo* şartlarda güç olan streslerin ölçülmesinde sonlu elemanlar stres analizi testi güvenilirliği kabul edilmiş bir yöntemdir. Sonlu elemanlar stres analizi işlemi ile kemik, implant ve implant üstü yapılar klinik koşullara yakın olarak modellenebilir.

Bu tez çalışmasının amacı, üst ön bölge tek diş eksikliğinde uygulanan implant tedavisinde hemen ve geç yükleme protokollerinde ve marjinal kemik kaybı olan implantlarda; farklı abutment ve üst yapı materyallerinin kemikte, implantta, abutmentta ve krona oluşabilecek stres değerlerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesidir.

Çalışmada üst çene sağ santral diş bölgesine tek implant üzerine, toplamda 6 farklı senaryoda oblik ve yatay kuvvet uygulandı ve her modellemede implantta, abutmentta, kemik dokuda ve krona oluşan stress dağılımları sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirildi. Senaryo 1, 2 ve 3'te kemik-implant kontakt miktarları değiştirilerek; senaryo 4'te ise sürtünme katsayısı 0,3 olarak belirlenerek osseointegre olmamış implantın modellenmesi yapıldı. Ayrıca senaryo 1,2 ve 3'te titanyum abutment ve geçici üst yapı için polimetilmetakrilat (PMMA) kron; senaryo 4'te ise titanyum abutment ve polietereketon (PEEK) abutment ve PMMA üst yapı modellenerek analiz gerçekleştirildi. Senaryo 5'te implant osseointegre, senaryo 6'da ise marjinal kemik kaybı 2 mm olacak şekilde modelleme yapılarak; titanyum ve zirkonya abutmentlar ile zirkonya altyapılı feldspatik porselenden üst yapı ile analiz gerçekleştirildi. Çalışma sonuçlarına göre implant, abutment, alt yapı ve destek kemikte maksimum dayanım değerlerinin altında gerilim değerleri ölçüldü. Üst ön bölge diş eksikliğinin implant tedavisinde; titanyum, PEEK, zirkonya abutmentların kullanılabilceği, hemen yükleme sırasında kortikal kemikte daha yüksek stres olduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: Hemen yükleme, İmplant, Sonlu elemanlar stres analizi

SUMMARY

Evaluation of Anterior Zone Single Tooth Implant Treatment by Finite Elements Stress Analysis

In order to maintain success in the treatment of implants, the most suitable biomechanical conditions should be provided for the implants. Finite element stress analysis test reliability is an accepted method for measuring stresses that are frequently used in oral implantology studies and are difficult to measure *in vivo* conditions. Finite element stress analysis method bone, implant and implant structures can be modeled close to clinical conditions.

The aim of this study is to evaluate the stress values of different abutment and superstructure materials in bone, implant, abutment and crown by using finite element analysis in implants with immediate and late loading protocols and marginal bone loss.

In the study, oblique and horizontal force was applied in 6 different scenarios on a single implant to the right central tooth region of the upper jaw and stress distributions occurring in the implant, abutment, bone tissue and crown were performed with three-dimensional finite element stress analysis in each modeling. Scenario 1, 2 and 3 varying amounts of bone-implant contact; scenario 4, the non-osseointegrated implant was modeled by determining the friction coefficient as 0.3. In addition, scenarios 1, 2 and 3, titanium abutment and polymethylmethacrylate (PMMA) crowns; scenario 4, titanium abutment and polyetheretherketone (PEEK) abutment and PMMA crowns are modeled; analysis were performed. In scenario 5 implant was osseointegrated and in scenario 6, the marginal bone loss as 2 mm in the neck area of the implant was modeled; titanium and zirconia abutments and feldspatic porcelain with zirconia substructure analysis were performed.

According to the results of the study; implant, abutment substructure and support bone were measured below the maximum strength values. In the treatment of implant deficiency of upper anterior region; it was observed that titanium, PEEK, zirconia abutments could be used, and higher stress in the cortical bone during immediate loading.

Key Words: Immediate loading, Implant, Finite element stress analysis

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implantlar diş hekimliğinde sıklıkla başvuru alan bir tedavi yöntemi olmuştur. İmplant tedavisinde, titanyum implantlar yüksek başarı oranlarıyla kullanılmaktadır (1).

Branemark ilk defa 1960'lı yıllarda osseointegrasyon kavramını ve geç yükleme protokolünü implantoloji literatürüne tanıtmıştır (2). Bu yaklaşımda amaç, iyileşme periyodunda fonksiyonel kuvvetlerin implant kemik ara yüzünde oluşturabileceği osseointegrasyona engel olan mikro hareketlilik ile fibröz doku oluşumuna ve klinik başarısızlığa sebebiyet vermesinin istenmemesidir. 'Klasik Yükleme Protokolü' olarak bilinen bu uygulama, geçmişte implant başarısının sağlanmasında olmazsa olmaz bir ön şart olarak kabul edilmekteydi (3). Ancak gelişen teknikler ile implantların hemen yüklemeleri ile ilgili uzun dönem sonuçlarını başarılı olarak bildiren çalışmalar yoğun olarak yayınlanmaktadır. Hemen yükleme implant cerrahisinden sonraki 48 saat içerisinde restorasyonun tamamlanması, geç yükleme ise implant yerleştirildikten sonraki 2 ay ve sonraki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır (4).

Özellikle estetik bölgede yapılan implantların hemen yüklemesi oldukça önem kazanmıştır. Bunun için farklı abutment materyalleri ve üst yapı protetik materyalleri bulunmaktadır. Geçici abutment olarak standart olarak titanyumdan üretilmiş abutmentler kullanılmasına rağmen; medikal alanda kullanımı oldukça yaygınlaşan PEEK, titanyum materyaline alternatif olarak iyi sonuçlar gösterdiği çalışmalarda belirtilmiştir (5). Osseointegrasyonu tamamlanmış bir implantın daimi restorasyonu için titanyum abutment alternatifi bir çok materyal olmasına rağmen; bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisiyle birlikte diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya başlayan zirkonya abutment materyali olarak kullanımı gündeme gelmiştir (6).

İmplant uygulamaları başarılı bir tedavi seçeneği olarak bilinmesine rağmen peri-implant bölgede gelişen marjinal kemik kaybının miktarı dental implantların uzun dönem başarısını belirleyen en önemli kriterlerden biridir (7). Goodacre ve ark. implant yerleşimi tamamlandıktan sonra 1 yıl sonra ortalama kemik kaybının 0,9 mm olduğunu ve takip eden yıllarda ortalama 0,1 mm'lik kemik kaybı görüldüğünü ifade etmiştir (8,9). Bu kemik kayıpları fizyolojik olarak kabul edilsede olası implant kayıplarının yaklaşık %8'inin ilerleyen kemik kayıplarına ($\geq 1,8$ mm) bağlı olduğu rapor edilmiştir (10).

İmplantların biyomekanik performansını test etmek, implantın stabilitesinin veya osseointegrasyonunun ağız ortamında değerlendirilmesindeki zorluklar nedeniyle güçtür. Bu nedenle ağız içindeki biyomekanik koşulların değerlendirilmesi için *in vitro* çalışmalar kullanılmaktadır (11). Ayrıca geliştirilen materyallerin, implant üstü restorasyonlarda kullanılabilmesi için implant çevresi dokulara kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesi gerekmektedir. İmplant ve çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan streslerin *in vivo* çalışmalarla tespit edilmesi mümkün değildir. Bu streslerin ve dağılımlarının analizi için biyomekanik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Peri-implant dokularında ve implant üstü materyallerde oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sıklıkla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı; üst ön bölge tek diş eksikliğinde uygulanan implant tedavisinde hemen ve geç yükleme protokollerinde ve marjinal kemik kaybı olan implantlarda; farklı abutment ve üst yapı materyallerinin kemikte, implantta, abutmentta ve kronunda oluşabilecek stres değerlerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesidir.

Hipotezler:

1. Hemen yükleme yapılan implantlarda; kemikte, implantta ve abutmentta artmış stres değerleri beklenmektedir.
2. Hemen yükleme yapılan implantlarda abutment grupları arasında; abutment, implant ve kemik dokuda oluşan stres değerleri arasında anlamlı bir farklılık beklenmemektedir.
3. Marjinal kemik kaybı olan implant modellerinde hem titanyum hem de zirkonya abutment gruplarında implant-abutment bağlantı bölgesinde artmış stres alanları beklenmektedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental İmplantlar

4.1.1. İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcüğü; Latince “in” içerisine, içerisinde ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur (12). İmplant, eksik dokunun yerine konulması ve iadesi amacıyla, canlı dokuya cansız bir maddenin yerleştirilmesini ifade eden tıbbi terimdir (13). Dental implantlar ise kaybedilen dişin veya dişlerin yerine sabit ya da hareketli protetik restorasyonlara destek sağlamak amacıyla yerleştirilen, biyolojik uyumlu biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır (14).

Günümüz modern diş hekimliğinde amaç; stomatognatik sistemi korumak, uygun tedavi seçilerek hastanın estetik, fonksiyon ve fonasyon ihtiyaçlarını karşılamaktır. Böylelikle hastaların estetik ve konfor kalitesi artırılırken, doğal dişlerin, ağız, yüz ve çevre dokularının devamlılığı sağlanır (15).

Dental implantlar özellikle son yıllarda artan başarı oranları, uygulanabilirliği ve tedavi sonuçlarının tatmin edici olması yönüyle diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla tercih edilen tedavi seçeneklerinden biridir. Tarih boyunca birçok materyal (çekilmiş dişler, fil dişi, kurumuş kemik, altın, altın teller ve gümüş alaşımları) eksik dişlerin yerine implant olarak uygulanmıştır. Dental implantlara ait ilk bulgu ise ilk çağ dönemine ait bir Honduron iskeletinde alt çene kesici diş yerine kullanılmış diş formu şeklindeki deniz kabuğu implantıdır (16).

Oral implantoloji tarihine bakıldığında, 20. Yüzyılın başına kadar olan gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu görülür. Modern implantolojinin gelişimi 1940’lı yıllara dayanmaktadır. 1947 yılında Formiggini paslanmaz çelikten, boşluklu spiral şeklinde bir implant geliştirmiştir. 1960’lı yıllardan itibaren kemik içi implantlara talep artmaya başlanmıştır. Bu yıllarda birçok araştırmacı tarafından değişik materyallerden yapılan vida tipi implantlar geliştirilmiştir. 1970’li yıllarda ise Linkow tarafından geliştirilen blade tipi implantların kullanımı

yaygınlaşmıştır (17). Diğer yandan 1960'lı yıllarda Branemark, kemik fizyolojisi üzerine çalışmaları sırasında titanyumun kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunun bulmuş ve titanyumun dişsiz hastaların tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur (2).

Son otuz yıldır implantlar, diş hekimliğinin her alanında kullanılmaya devam etmektedir. Dental implantların geliştirilmesiyle birlikte diğer diş ve çevre dokulara zarar vermeden diş eksikliklerinin tedavisi gerçekleştirilmektedir. Bütün bu avantajlarına ek olarak günümüze kadar yapılmış olan uzun dönem başarılı klinik çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, uygun endikasyonda dental implantların protetik tedavi planlamasının ayrılmaz bir parçası olduğu söylenebilir.

4.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Farklı kaynaklarda farklı yazarlar tarafından dental implantların sınıflamasına yönelik birçok sınıflama yapılmıştır. Bazı araştırmacılar implantları kemikle olan ilişkisine göre sınıflandırırken bazı araştırmacılar fonksiyonlarına göre bazıları ise şekillerini göz önüne alarak sınıflama yapmışlardır.

Misch yaptığı sınıflamada dental implantları kemik ile olan ilişkilerine göre (1);

- Endosteal implant
- Subperiosteal implant
- Transosseal implant
- Endodontal implantlar
- İntramukosal implantlar olarak sınıflamıştır.

Bu sınıflamadaki dental implant çeşitlerinden en çok kullanılan endosteal (kemik içi) implantlardır. Endosteal implantlar da geometrik şekillerine göre 4 alt tipi bulunmaktadır (18):

- Vida tip implantlar
- Silindirik implantlar
- Blade implantlar
- Vent tipi implantlar

Diş hekimliğinde en güncel ve en çok kullanılan implant, vida tipi implantlardır. Vida tipi implantlarda, implant üzerinde bulunan yivlere kemiğin ilerlemesi kolaydır. Bundan dolayı, primer stabilizasyonu diğer implant tiplerine göre çok daha iyidir (19).

4.1.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları

4.1.3.1. İmplant Endikasyonları

- Total protezlerden gerçek dışı beklentisi olan hastalar
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel hareketi olan hastalar
- Düşük doku toleransı
- Bulantı refleksi olan hastalar
- Hareketli protez kullanamayan hastalar
- Sabit bölümlü protez desteği için uygun sayı ve yerde doğal diş desteği bulunmayan hastalar
- Destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar (20)
- Hareketli protez tutuculuğunun ve stabilitesinin az olması
- Komşu diş dokularının sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri (21)

4.1.3.2. İmplant Kontrendikasyonları:

Mutlak kontrendikasyonlar (22):

- Tolere edilemeyen psikolojik bozukluklar
- Risk yüksek kalp patolojisi bulunan hasta grupları
- Kontrol altına alınamayan sistemik hastalıklar
- Bağımlı hasta grubu
- Gelişimini tamamlamayan hastalar.

Göreceli kontrendikasyonlar (22):

- Kemik kalitesi veya hacminin iyi olmadığı hastalar
- Okluzal dikey boyutun implant için yetersiz olduğu hastalar
- Olası risk taşıyan hastalar (bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara vb.).

İntraoral kontrendikasyonlar (22):

- Okluzal ve fonksiyonel ilişkilerin uyumsuz olması
- Alt ve üst çenede bulunan patolojik durumlar
- İmplant düşünülen bölgenin radyasyona maruz kalmış olması
- Ağız bölgesinde bulunan mukoza patolojileri
- Ağız kuruluğu
- Dilin implant için çok büyük olduğu durumlar
- Yeterli oral hijyene sahip olmayan hastalar

4.2. Kemik

4.2.1. Kemiğin Yapısı ve Özellikleri

Dental implantların uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden birisi; kemik yoğunluğu ve kalitesidir. Diş kayıplarını takiben çoğu zaman ileri alveol kemik rezorpsiyonu, implant cerrahisini kısıtlayan ya da komplike tedaviler gerektiren bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır (15).

Kemik doku; %23 organik matriks, %77 hidroksiapatitten oluşan özelleşmiş mineralize bağ dokusudur. Organik matriks; kemiğe elastik özelliğini kazandıran tip 1 kollajen içermektedir. Aynı zamanda kemik dokusu vücudun fosfat ve kalsiyum deposu olarak görev görmektedir.

Kemik dokusu yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongiöz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemik sekonder kemik yapısında olup osteon veya havers sistemi olarak isimlendirilen silindirik birimlerden oluşur ve bu birimlerin etrafı 3-7 µm kalınlıktaki lamellerden, hücrelerden ve sert bir matristen oluşur. Trabeküler kemik ise birbiriyle ilişkili düzensiz anastomozlaşan kemik trabeküllerinden oluşur. Trabeküllerin arasında düzensiz boşluklar olup kemik iliği ile doludur. Kemiğin dış kısmında yoğun, sıkı bir tabaka kortikal kemik bulunurken, iç kısmında trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ şeklinde trabeküler kemik bulunur ve bu kısım kemiğin iç yapısını oluşturur (23). Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha az gözenekli, daha yoğun ve serttir. Bu durum implant uygulamalarında kortikal kemiğin, yüksek primer

stabilizasyonu sağlaması nedeniyle avantaj olarak görülmektedir (24).

Kemiğin yapımında ve yeniden düzenlenmesinde görev alan farklı hücre tipleri vardır. Bu hücreler osteoprojenitör (osteoblast öncülü) hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Osteoblastlar; periost ve endosteumun iç tabakasını oluşturan matriksi oluştururlar. İleri safhada osteoblast hücreleri osteosit halini alırlar ve kemiğin canlılığını devam ettirirler. Osteosit hücreleri, olgun kemik hücresi olarak da adlandırılırlar. Osteoklast hücreleri ise kemiğin organik kısmının rezorpsiyonunda görev alırlar. Yaşam boyunca görev yapan bu hücreler, yeni kemik yapımını ve yıkımını devam ettirirler.

Kemik doku, yaşam boyunca farklı gerilmelere maruz kalması sonucu rezorpsiyon ve dekalsifiyon gibi aktiviteler gösterir. Kemik üzerinde meydana gelen %4' lük gerilme yapım ve yıkım olaylarını dengelemektedir. Bu değer artış ya da azalma gösterdiğinde denge bozulmaktadır. Alveoler kemik ve dişler arasındaki hayat boyu devam eden bir ilişki bulunmaktadır. Wolff kanununa göre kemik dokusu üzerine gelen fonksiyonel kuvvetler sayesinde şekillenmektedir. Kemik fonksiyonunu kaybettiğinde ise yapısında belirgin değişiklikler görülür. Bu nedenle kemiğin mevcut formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için fonksiyonel kuvvetler ile uyarılmaya ihtiyacı vardır. Diş çekimi sonrası mevcut kemikteki uyarılma son bulduğu için bu bölgedeki kemik yoğunluğu ve trabekül miktarında azalma meydana gelir. Diş kaybından sonra kemik genişliği ilk yılda %25 oranında azalırken, kemik yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4 mm azalma görülür (25,26).

4.2.2. Dental İmplantlarda Kemik İyileşmesi

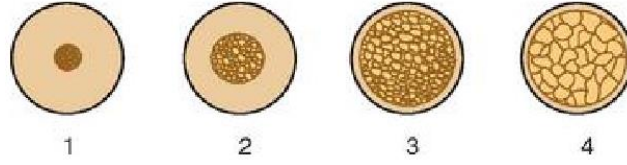
İmplant uygulamasını takiben; kemik doku ile implant yüzeyi arasındaki kemik gelişimi şu şekilde sıralanabilir (27);

- İlk 72 saat: Kan pıhtısı oluşumu ve trombosit aktivitesi
- İlk 4 hafta: Granülasyon dokusu oluşumu, anjiogenez ve fibroplazi
- 3 hafta- 2 ay: Primer kemik oluşumu
- 2 ay- 4 ay: Sekonder kemik oluşumu
- 4 ay sonrası: Kemiğin yeniden şekillenmesinin devam etmesi

4.2.3. Kemik Sınıflaması

Dental implant uygulamalarının kemiğe bağlı başarısında en önemli noktalardan birisi kemik yoğunluğudur. Yaklaşık 25 yıldır kemik yoğunluğu değerlendirilmesi ve dental implantlar ile ilişkisi incelenmektedir.

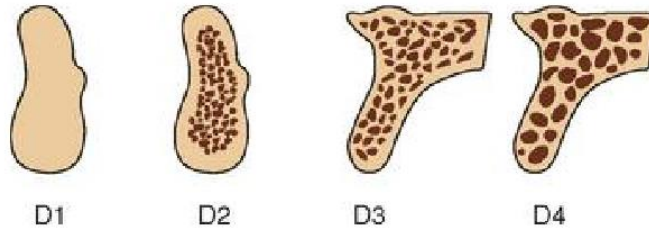
Lekholm ve Zarb yaptıkları sınıflamada 4 farklı tip kemik kalitesinden bahsetmişlerdir (28).



Şekil 1. Lekholm ve Zarb'in kemik kalitesi sınıflaması

- Tip 1 Kemik: Homojen kompakt kemikten oluşur.
- Tip 2 Kemik: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal tabakadan oluşur.
- Tip 3 Kemik: Yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal tabakadan oluşur.
- Tip 4 Kemik: Yoğunluğu az trabeküler kemik etrafında ince kortikal tabakadan oluşur.

Misch maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde 4 kemik yoğunluğu tanımlamıştır (1).



Şekil 2. Misch'in maksilla ve mandibula için geçerli olan kemik yoğunluğu sınıflaması

- D1 Kemik: Yoğun kortikal kemik
- D2 Kemik: Krette yoğun kalın poröz kortikal kemik ve altında yoğun trabeküler kemik.
- D3 Kemik: Daha ince poröz kortikal kemik ile içinde ince trabeküler kemik.
- D4 Kemik: Hemen hiç krestal kortikal kemik yoktur ve neredeyse tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır.

4.3. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon; kemik doku ile implant biyomateryali arasında direkt oluşan yapısal bağlantı şeklinde ifade edilir. Bu direk bağlantı; kemik matriksi ve osteoblastların, implant yüzeyine arada fibröz doku bulunmaksızın apozisyonu ile sağlanır. Osseointegrasyon; yaşam boyunca devam eden kemik yapımını, tamirini ve adaptasyonunu içeren bir mekanizmadır (29).

Hayat boyu süren kemik yapımı, fonksiyona adaptasyon ve tamiri ifade eden osseointegrasyon, kemik ve implant yüzeyi arasındaki güçlü birleşim için zorunludur. Dental implantların başarısı kemik yapımına, adaptasyonuna ve tamirine etki eden temel biyolojik mekanizmalara dayanılarak belirlenmelidir (27).

Osseointegrasyonun klinik gözlemlenen primer bulgusu implant immobilitesidir. İmplantların uzun dönem başarısında implantın stabilitesinin önemi büyüktür. Morfolojik ve fizyolojik açıdan bakıldığında; implant stabilitesi, implant yüzeyinin kemik ile doğrudan teması ile sağlanır.

Mikroskobik olarak kemik iyileşmesi konusunda Branemark'ın 1952 yılında başladığı deneysel çalışmaları, 1960'dan sonra implant uygulamalarına öncülük etmiştir. Benzer şekilde 1960'lı yıllarda Branemark; ilk kez osseointegrasyon terimini kullanmış ve böylece daha önceleri Linkow ve arkadaşlarının implant ve kemik arasında fibröz bağ dokusunun gerekliliği konusundaki düşüncesini değiştirerek oral implantolojide çağ açmıştır (24). Osseointegrasyon Branemark tarafından “yük taşıyan implant yüzeyi ile yaşayan kemik arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel birleşme” olarak tanımlanmıştır (2).

Endosseoz implantların kemiğe entegre olma mekanizması üç ayrı fenomene bölünebilir: osteokondüksiyon, de novo kemik formasyonu, kemikteki yeniden şekillenmedir (27,30).

Osteokondüksiyon: Osteojenik hücrelerin implant yüzeyine migrasyonlarına dayanır. İmplantın pürüzlü yüzeylerinin osteokondüksiyonu, hem fibrin ataçmanı için uygun yüzeyleri arttırarak hem de fibrinin yapışabileceği yüzey özelliklerini sağlayarak teşvik edeceği tahmin edilebilir (27,30).

De-novo kemik formasyonu: Diferansiye olan osteojenik hücreler eski ve yeni kemik arasında uzanan kollajenden zengin mineralize ara yüzey matriksini oluştururlar. Kollajenden zengin organik matriks sentezlendikten sonra kollajenlerin kalsifikasyonu meydana gelir (27,30).

Kemiğin yeniden şekillenmesi: Yaklaşık üçüncü ayda başlar, birkaç hafta süren yüksek aktivite sonrasında yavaşlar fakat yaşam boyu devam eder. Kemikteki bu yeniden şekillenme, çeşitli yüklere maruz kalan mekanik olarak kemiğe daha sıkı tutunmuş implantların kemikle arasında olan direkt tutunmanın sürdürülmesini sağlar. Osteoklastik rezorpsiyon ile başlayan ve lamelli kemik depozisyonu ile devam eden bu olayda rezorpsiyon ve depozisyon eş zamanlı olarak gerçekleşir (27,30,31).

4.3.1. Kontakt ve Uzaklık Osteogenezi

İmplant yüzeyi üzerindeki kemik depolanması uzaklık osteogenezi ve kontakt osteogenezi olarak adlandırılan iki ayrı mekanizma ile oluşur. Uzaklık osteogenezinde; osteoblastlar implant boşluğunun yüzeyine göç eder, farklılaşır ve yeni kemik oluşumuna yol açar. Böylece kemik implanta doğru bir şekilde büyür. Kontakt osteogenezinde, osteojenik hücreler doğrudan implant yüzeyine göç eder ve de novo kemiği oluşturur. Uzaklık osteogenezi implant yüzeyine yaklaşan kemik yapımı ile sonuçlanırken, kontakt osteogenezi implant yüzeyine kemik apozisyonu ile neticelenir (27,30). Dental implantın sekonder stabilitesi büyük ölçüde kemik-implant arayüzünde yeni kemik oluşum derecesine bağlıdır.

4.3.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

İmplantın ağızda stabilitesini ve retansiyonunu artırmak ve uzun süreli sağlıklı bir şekilde fonksiyon görebilmesini sağlamak için tam bir osseointegrasyonun elde edilmesi şarttır. Başarılı bir osseointegrasyonun elde edilip implant başarısının sağlanabilmesi için birtakım faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler (27):

Destekleyen faktörler:

- 1) İmplant dizaynı ve kimyasal kompozisyon
- 2) İmplant yüzey özellikleri
- 3) İmplant materyali
- 4) İmplant şekli
- 5) İmplant uzunluğu, çapı
- 6) İmplant yüzey tabakaları
- 7) Mevcut kemiğin durumu ve kemiğin intrinsek iyileşme potansiyeli
- 8) Primer mekanik stabilizasyon
- 9) Yükleme koşulları
- 10) Kemik greftleme gibi tedavilerin uygulanması
- 11) Osteojenik biyolojik tabakalar
- 12) Biyolojik stimülasyon
- 13) Farmakolojik ajanlar (simvastatin, biofosfonatlar)

Engelleyen faktörler

- 1) Aşırı implant mobilitesi ve mikro hareketler
- 2) Uygun olmayan implant yüzey pürüzlülüğü
- 3) Radyasyon terapisi
- 4) Farmakolojik ajanlar (siklosporin a, methotrexate ve cis-platinum, warfarin ve heparin, NSAI ilaçlar özellikle COX-2 inhibitörleri)
- 5) Hastayla ilgili faktörler (osteoporosis, romatoid artrit, ileri yaş, besin yetersizlikleri, renal yetmezlik ve sigara kullanımı vb.)

4.4. İmplant Başarı Kriterleri

Her yıl literatürde implant tedavilerinin sonuçlarına ait pek çok rapor yayınlanmaktadır. Ancak bu yayınlarda, verilerin ifade edilme şekillerinde ve başarı kriterlerinde bir standart bulunmamaktadır. Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark.'nın kriterleridir. Albrektsson ve ark. tarafından implant başarısını belirlemek için önerilen kriterler (32):

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan görülmemelidir.
3. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtilerin olmamalıdır.
5. Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

Albrektsson ve Zarb, 1993’de daha önce önerdikleri kriterleri de esas alan yeni kriterler sunmuşlardır (33). Buna göre;

- Protez çıkarıldığında implantlarda hareketlilik olmaması
- İmplant çevresinde radyolusent alan bulunmaması
- İmplant çevresindeki kemiğin stabil olması

2007 yılında ise Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresi Pisa Consensus kararlarına göre daha net, daha kapsamlı ve başarı başarısızlık arasındaki durumları karşılaştırmalı olarak da içeren bir başarı skalası Şekil 3’deki gibi belirlenmiştir (34). Araştırmacılara göre “implant başarısı” terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. “Erken implant başarısı” teriminin, 1-3 yıl arası dönem, “orta dereceli implant başarısı”nın, 3-7 yıl arası dönem ve “uzun dönem implant başarısı” teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir. Başarısızlık aşağıdaki şartlardan bir tanesinin varlığı olarak kabul görmüştür.

Dental İmplantlar için Başarı Skalası	
Başarı Grupları	Klinik durumlar
I. Başarılı (optimum sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı hassasiyet YOK b. Mobilite YOK c. İlk cerrahi sonrası 2mm’den az kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
II. Memnun edici devamlılık	a. Fonksiyonda ağrı YOK b. Mobilite YOK c. 2-4mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
III. Tartışmalı devamlılık	a. Fonksiyonda hassasiyet olabilir b. Mobilite YOK c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (implant boyunun ½’den az) d. Cep derinliği > 7mm e. Eksüda geçmişi olabilir
IV. Başarısızlık (klinik veya kesin başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c. Radyografik kemik kaybı > implant boyunun1/2 d. Kontrol edilemeyen eksüda e. Ağızda daha fazla kalamayacaksa

Şekil 3. Dental implantların başarı skalası

4.5. İmplant Üstü Protezler

İdeal bir implant üstü protetik restorasyon için aranan özellikler; dayanıklı olması, biyouyumluluk göstermesi, estetik olması, hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmesi, doğal dişlere benzer aşınma özelliği göstermesi, ısıl genişleme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres iletimi ve ekonomik olmasıdır.

İmplant destekli protezler Misch tarafından şu şekilde sınıflandırılmıştır (15):

SP-1 (Sabit Protez): Yalnızca kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.

SP-2 (Sabit Protez): Kronun ve kökün bir kısmını restore eder. Kronun konturları oklüzal yarıda normaldir; ancak servikal yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.

SP-3 (Sabit Protez): Eksik kuronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır; ancak metal- porselen de kullanılabilir.

HP-4 (Hareketli Protez): Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.

HP-5 (Hareketli Protez): İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

4.5.1. İmplant Üstü Sabit Protezler (SP-1)

SP-1 grubu protezler diş kaybından sonra, yumuşak ve sert dokulardaki rezorpsiyonun minimum olduğu durumlarda uygulanan, protezin, dişin sadece anatomik kuronunu restore ettiği sabit protezlerdir. Genellikle rezidüel kemiğin hacim ve pozisyonu, implantın doğal diş kökü gibi yerleştirilmesine izin verir. Böylelikle yapılan protezin hacmi ve konturu doğal diş ile oldukça benzer olabilir (15).

Tek diş eksikliğinde, implant destekli protez kullanımının, komşu dişleri ve uygulama yapılan kemiği korumak adına en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir (35). Ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde fonksiyona ilave olarak estetik özellikler de önemlidir. Bu nedenle gülme hattı önem kazanmaktadır (15). Arka bölgede yapılan restorasyonlarda ise genellikle implant çapı, kron restorasyonunun çapından dar olmaktadır. Bu nedenle kuvvet kolu büyümekte ve implantlar daha fazla kuvvete maruz

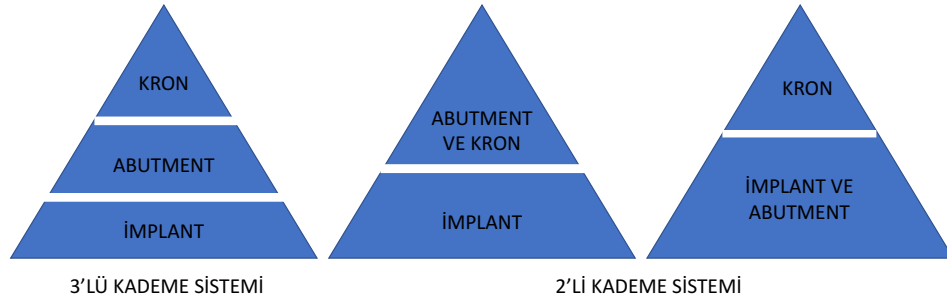
kalmaktadırlar. İmplantların çiğneme kuvvetlerinden daha az etkilenmesi için oklüzal tablanın daraltılması ve tüberkül yüksekliği eğiminin azaltılması gerektiği bildirilmektedir (36).

4.5.2. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri

Sabit implant üstü protezler 3 kısımdan meydana gelir (37):

- İmplant
- Abutment (dayanak)
- Kron

Abutmentlar genellikle implant kısmına bir vida ile bağlanır. Kron ise bu abutment üstüne vidalanır ya da simante edilir (3'lü kademe sistemi). Bu sistemden farklı olarak, abutment ve kron tek parça halinde de implanta vidalanabilir (2'li kademe sistemi). Bu iki sisteme alternatif olarak implant ve abutment tek parça olup, kron bu sistemin üzerine vidalanabilir ya da simante edilebilir (2'li kademe sistemi). Günümüzde yeni sistemlerin gelişmesiyle farklı olarak abutmentın implant içerisine kilitlenerek ya da sürtünmesel şekilde oturduğu sistemlerde vardır (37).



Şekil 4. İmplant kademe sistemi

4.6. İmplant Abutmentleri

Dental implantın, hareketli veya sabit protetik restorasyonun desteklenmesini veya tutuculuğunu sağlayan parçasına abutment denir (38). İmplant dayanakları vida tutuculu, simante abutmentler ve ataşman tutuculu abutmentler olarak üç ana grupta toplanır (1,15).

- Vida Tutuculu Abutmentler: Posterior bölgede tercih edilen bu tip dayanaklar estetiğin arka planda olduğu ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilir.
- Simante Abutmentler: Estetik kaygıların olduğu anterior bölgede ve ince mukozaya sahip bölgelerde daha çok tercih edilmektedir.
- Ataşman Tutuculu Abutmentler: Hareketli protezlerin yapılacağı az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu vakalarda tercih edilen bir abutment türüdür.

4.6.1. Üretildikleri Materyallere Göre Abutmentler

İmplant üreten firmalar amaca göre çeşitli tip ve sayılarda abutmentler üretmiştir. Titanyum abutmentler sıklıkla kullanılmakta olup biyolojik ve mekanik başarısı kanıtlanmıştır. Ancak anterior bölgede oluşturduğu estetik sorunlar sebebiyle günümüzde farklı materyallerden üretilmiş abutmentler da kullanılmaktadır (39).

4.6.1.1. Titanyum Abutmentler

Titanyum, implantolojide yaygın olarak kullanılan bir biyomateryaldir ve implantın yanı sıra abutment olarak da kullanılmaktadır. Titanyum abutmentlerin kullanımı peri-implant yumuşak doku sağlığını etkileyen ve implant abutment ara yüzeyinde gerçekleşen galvanik reaksiyonları önlemektedir ve biyoyumludur. Buna rağmen titanyumun seramik fırınlanma sıcaklığında malzemenin yüzeyinde oksitler oluşacağından titanyum porselen sistemlerinde sorun oluşturabilir (40).

Günümüz diş hekimliğinde implant giderek yaygınlaşmış ve estetik beklenti oldukça artmıştır. Hastalar diş eksikliklerini doğal görünümlü restorasyonla tedavi edilmesini istemektedirler. Birçok vakada titanyum abutmentlerin kullanımı kişisel gereksinimleri karşılayamamaktadır. Titanyum abutment kullanıldığında estetiğin sağlanabilmesi için, restorasyon marjininin subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir. Bu da ancak restorasyonun bitim çizgisinin daha derine yerleştirilmesiyle sağlanabilir. Bu durumda diş etinde derin cepler oluşturabilir. Bunun sonucunda restorasyonun marjinal adaptasyonunun kontrolü, simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi zorlaşacaktır. İmplant estetiğindeki en önemli etken intrasulkuler dizayndır

(41). Titanyum abutmentların kullanılmasında karşılaşılabilecek diğeri bir sorun ise; dişeti altından yansıyan metalik mavi renktir. Özellikle dişeti kalınlığı ince olan veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda metalik renk yansıması estetiği olumsuz yönde etkileyecektir. İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentin marjinal sonlanması supragingival olabilir. Bu hasta gülümsediğinde koleden metal yansımasından daha kötü olarak abutmentin kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilemeyecek bir sorun teşkil eder (40).

4.6.1.2. Seramik Abutmentlar

Diş hekimliğinde estetik kavramının ön plana çıkmasıyla tüm seramik restorasyonların yapımı da artmıştır. Bu tür restorasyonların implant destekli sabit protezlerde uygulanabilmesi ve estetiğin sağlanabilmesi için seramik abutmentlara gereksinim duyulmaktadır. Son yıllarda, seramik abutmentlar estetik ve biyolojik özelliklerinden dolayı, titanyum abutmentlara alternatif oluşturmakta ve sıklıkla kullanılmaktadır (42).

Seramik abutmentların kullanımı, doğal yumuşak doku renginin elde edilmesinde büyük avantaj sağlar. Estetik avantajlarının yanı sıra, seramik abutmentların bir kısım dezavantajları da vardır. Seramik abutmentlar, titanyum abutmentlara göre daha kırılındır ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdırlar. Yüksek dayanıma sahip seramik abutmentların üretilmesiyle seramik abutmentların, mekanik dezavantajları ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (43).

Seramik abutmentlar, dişetin ince ve şeffaf olduğu, yüksek gülme çizgisi gösteren, estetik gereksinimlerin ön planda olduğu vakalarda kullanılabilirler. Seramik abutmentlar, estetik özelliklerinin yanında; çok iyi polisajlanabilme özelliklerinden dolayı yüksek biyoyumluluk, korozyon direnci ve düşük plak birikimine sahiptirler. Servikal bölgede abutmentin konturu dişetine uygun olarak şekillendirilebilmektedir (44).

Aşırı overbite, bruksizm veya yabancı cisim ısırma alışkanlığı olanlarda, abutmentin 30 dereceden fazla açılması gereken durumlarda kullanımları uygun değildir. Titanyum abutmentlarda meydana gelen kırıklar genellikle abutment vidasında

görülmekteyken, seramik abutmentlarda abutmentin kendisinde oluşmaktadır. Bu nedenle seramik abutmentlarda meydana gelen kırıkların tamiri mümkün değildir. Seramik abutmentların diğer bir dezavantajı da titanyum abutmentlardan daha pahalı olmalarıdır (44).

Seramik abutmentlar, fabrikasyon veya kişiselleştirilebilen formlarda, dental laboratuvarında teknisyen tarafından veya CAD/CAM yöntemiyle üretilmektedirler (39). Seramik abutmentlerde tercih edilen materyaller, yüksek oranda sinterlenmiş yüksek saflıkta alumina (Al_2O_3) ve itriyum ile (Y_2O_3) edilmiş tetragonal zirkonya polikristal seramikleridir (43,45).

4.6.1.2.1. Alümina Abutmentlar

İlk geliştirilen seramik abutment alüminyum oksitten üretilmiştir. İlk olarak 1993 yılında Nobel Biocare firması CerAdapt adında simante saf alüminyum oksit abutmentı üretmiştir. Daha sonraları Friadent firması titanyum bir platform ile implanta vidalanabilen ve bu titanyum platforma adeziv siman ile yapıştırılan CeraBase alüminyum oksit abutmentı geliştirmiştir (46).

Alümina seramikler 400 MPa bükülme dayanıklılıkları, 380 GPa elastik modülleri ve ortalama 280 N kırılma dayanımlarıyla sadece ön bölgede tek diş olarak kullanılmaktaydı (43,45). Alümina abutmentlar %99,5 saflıkta alüminadan oluşmaktadır (48). Bu beyaz renkte olan zirkonya abutmentlarına göre estetik avantaj sağlar. Bunlara ek olarak alümina seramiğin hazırlanması daha kolaydır ve abutment hazırlığı esnasında zaman kazandırır. Alümina abutmentlarda karşılaşılan problem radyografik incelemelerdeki radyoopaklığı ve düşük kırılma dayanıklılıklarıdır ve bu nedenle günümüzde fazla kullanım alanları yoktur (48,49).

4.6.1.2.2. Zirkonya Abutmentlar

Alümina abutmentlar gibi estetik fakat daha dayanıklı bir materyal olan zirkonya, abutment materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Abutmentlar önceden hazırlanmış veya laboratuvarında teknisyen tarafından veya CAD/CAM teknikleri ile hastaya özel yapılabilen çeşitlerde mevcuttur. İtريum ile stabilize edilmiş zirkonya seramikleri alümina seramiklerin bükülme dayanıklılığının iki katına (900-1400 MPa) sahiptir.

Elastik modülleri ise 210 Gpa'dır (47). Alümina ile karşılaştırıldığında zirkonyanın yüksek dayanıklılığı daha yüksek yoğunluk, küçük partikül boyutu ve çatlak oluşumuna karşı polimorfik mekanizması ile açıklanabilir (50). Zirkonya abutmentlar yüksek çiğneme streslerine karşı daha dayanıklı olmasına karşın zirkonyanın artan sertliğinden dolayı preparasyonu zor ve uzun sürmektedir. Hem alümina hem de zirkonya abutmentlar anatomik özelliklere göre kişiselleştirilebilmektedir (46).

Hem titanyum dayanakların mekanik avantajlarını, hem de seramik dayanakların estetik avantajlarını birleştirmek üzere iki parçalı dayanaklar olarak adlandırabileceğimiz hibrit dayanaklar da mevcuttur. Bu sistemlerde; titanyum prefabrike bir alt yapı üzerine, hastaya özgü olarak CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen tam seramik dayanaklar, rezin simanla laboratuvarında yapıştırılır. İki parçanın birbirine yapıştırılmasıyla elde edilen bu dayanak üzerine istenilen materyalden restorasyon üretilip kullanılabilir (51).

4.6.1.2.3. PEEK Abutmentlar

İlk defa 1978'de İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilen PEEK yarı kristalin lineer polisiklik aromatik bir termoplastik maddedir (52). PEEK, polyaryetketone (PAEK) ailesinden yüksek performansa sahip bir polimerdir (5).

Yüksek sıcaklıklara dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ve hidrolize direnç göstermesi gibi özelliklerinden dolayı PEEK materyalinden, yaklaşık 30 yıldır otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. PEEK materyalinin biyouyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal olarak geliştirilmesi için araştırmalara başlanması ile diş hekimliği alanında da kullanımı artmıştır. Geçirdiği yüzey modifikasyon çalışmaları ile PEEK materyalinin yüzey özellikleri hücresel cevabı arttıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylece biyouyumluluğu kanıtlanmış, mekanik aşınmalara karşı direnci ve kimyasal dayanıklılığı çok güçlü olan bir biyomateryal elde edilmiştir. Ayrıca suda çözünürlüğü çok az olduğu için alerjisi olan hastalarda herhangi bir reaksiyon gelişmesi diğer materyallerle kıyaslandığında oldukça düşüktür (53).

PEEK materyali diş hekimliğinde sabit protezlerde alt yapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımı, geçici abutmentlar, iyileşme başlıkları ve implant materyali gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (53,54).

PEEK materyalinin en önemli özelliği elastik modülünün yaklaşık 4 GPa olmasıdır. Bu değer kemiğin elastik modülüne oldukça yakındır. PEEK materyalinin elastik modülünün kemik elastik modülüne yakın olması gelen kuvvetleri daha iyi dağıtır ve sonuç olarak stresleri azaltarak kemik remodelasyonunu hızlandırır (53). Koutouzis ve ark. tarafından yürütülen randomize kontrollü klinik çalışmada PEEK ve titanyum abutmentlerin etrafında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu açısından anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir (55). Dental alanda kullanımı oldukça yaygınlaşan PEEK, titanyum materyaline alternatif olarak çok iyi sonuçlar gösterdiği çalışmalarda belirtilmiştir (5). İmplant üstü restorasyonlarda oluşan strese dayalı problemleri, PEEK materyalinin oluşan kuvvetleri elastitesi sayesinde hafifleterek ilettiğini savunan çalışmalar mevcuttur (54). Bununla birlikte PEEK'in kemiğin remodelling sürecini teşvik edebileceği, bu nedenle PEEK materyalini abutment yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabileceği belirtilmiştir (5).

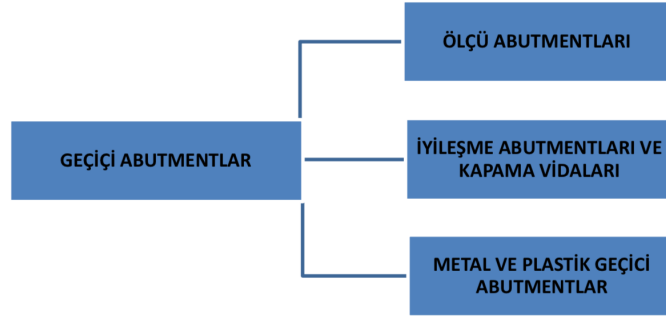
4.6.2. Kullanım Şekillerine Göre Abutmentlar

Abutmentlar kullanım şekillerine göre 2 grupta incelenebilir (37):

- Geçici Abutmentlar
- Daimi Abutmentlar

4.6.2.1. Geçici Abutmentlar

Geçici abutmentlar genellikle fabrikasyon olarak üretici firma tarafından üretilir. Geçici abutmentler; ölçü abutmentleri, iyileşme abutmentleri ve metal ya da plastik geçici abutmentlar olmak üzere 3'e ayrılırlar (Şekil 5)(37).



Şekil 5. Geçici abutmentlerin sınıflandırılması

4.6.2.1.1. Ölçü Abutmentlar

Ölçü abutmentları açık kaşık ve kapalı kaşık için kullanılan ölçü abutmentları olmak üzere iki gruba ayrılır (37).

4.6.2.1.2. İyileşme Abutmentlar

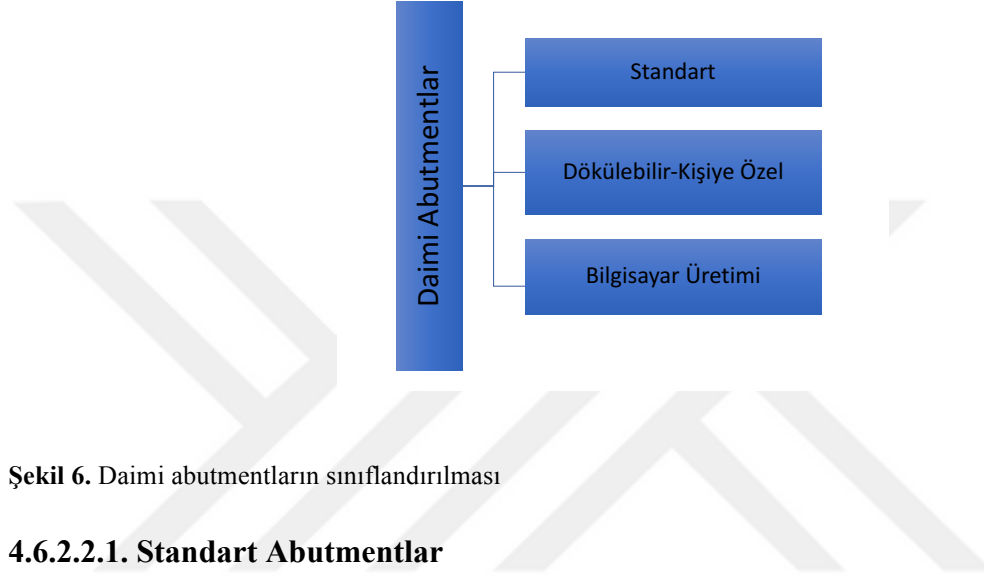
İyileşme abutmentları, implant cerrahisi sonrasında implant platformunun üstünü kapatmak, implant içerisine kemik ve yumuşak doku büyümesini engelleyip, dişetinin epitelizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılırlar. Tek aşamalı veya çift aşamalı olarak uygulanabilirler. Tek aşamalı protokolda implant cerrahisini takiben iyileşme abutmentları yerleştirilir ve iyileşme safhasında ağızda görünürler. İki aşamalı protokol ise implant platformunun kapama vidasıyla kapatılıp yumuşak doku altında bekletilmesi ve implant platformuna ulaşmak için ikinci bir cerrahiye kapsamaktadır (37).

4.6.2.1.3. Metal veya Plastik Geçici Abutmentlar

Bu abutmentlar, implant platformu açıldıktan sonra final restorasyon öncesinde kullanılırlar. Geçici restorasyon aşamasında kullanılmakta ve daimi restorasyonun formu, rengi, yumuşak doku profili ve oklüzyonu hakkında yardımcı olmaktadır. Titanyum, zirkonya ya da PEEK'ten üretilirler. Bu abutmentlar hem teknisyen tarafından indirekt olarak laboratuvarında hem de diş hekimi tarafından direkt olarak ağız içerisinde modifiye edilebilirler (37).

4.6.2.2. Daimi Abutmentlar

Daimi abutmentlar, final restorasyonu için kullanılırlar ve kesin olarak yerlerinde kalırlar. Diş hekimi bu aşamada, standart prefabrik abutment, dökülebilir kişiye özel abutment ya da bilgisayar üretimi kişiye özel abutment seçebilir (Şekil 6). Seçim; klinik vaka, klinisyenin tecrübesi ve hastanın tercihine göre değişebilir (37).



Şekil 6. Daimi abutmentlerin sınıflandırılması

4.6.2.2.1. Standart Abutmentlar

Standart abutmentlar, diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilebilen abutmentlardır. Son zamanlarda implant üreticileri, abutmentın preparasyon süresini kısaltmak için kronun doğal konturlarına uygun olarak şekillendirilmiş abutmentlar üretmektedirler ve bunları estetik abutment olarak adlandırmaktadırlar. Ek olarak bu abutmentlar, pozisyon problemlerini çözmek için çeşitli açılanmalarla üretilmektedirler. Standart abutmentlar, sabit ve hareketli restorasyonlar için farklı endikasyonlara sahip farklı çeşitlerde üretilmektedirler (37).

4.6.2.2.2. Dökülebilir Kişiye Özel Abutmentlar

Kişiye özel abutmentlar genellikle, olağandışı açılanma problemleri ve doğru kron tasarımına uygun altyapı elde etmek amacı ile kullanılırlar. Bu abutmentlar, pasif oturmayı ve konturları elde etmek için düzgün bir modelaja ihtiyaç duyar. Hassas ve masraflı bir laboratuvar işlemidir (37).

4.6.2.2.3. Bilgisayar Üretimi Abutmentlar

CAD/CAM teknolojisi ile implantoloji alanında, abutment ve altyapı üretimi yapılabilmektedir (56). Geleneksel teknikler; ölçü materyali, alçı model elde edilmesi, mum modelaj, alaşımların yüksek sıcaklıklarda dökülmesi gibi işlemlerin doğruluğuna bağlıdır (37). CAD/CAM teknolojisi ile, geleneksel döküm yöntemlerinden daha hassas bir restorasyon üretmek için final ölçüsü dijital yöntemlerle alınıp, frezeleme yöntemleri ile üretimi tanıtıldı (57).

4.7. Sabit İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

4.7.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Dental seramiklerin çekme direnci ortalama 20-60 Mpa ve baskı direnci ortalama 350-550 Mpa'dır (58). Dental seramiklerin restorasyonlarda başarıyla kullanılabilmesi için metal alt yapı mekanik özellikleri desteklenmelidir. İyi mekanik özelliklere sahip metal alt yapı diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir. Metal-seramik restorasyonların 10 yıllık başarı oranları %94 olarak bildirilmektedir (59). Bununla beraber, metal alerjisi ve metal alt yapının ışığı geçirmemesi dezavantajlarıdır. Başka bir dezavantajı ise, metal ile seramiğin ısıl genleşme katsayılarının uyuşmaması ile iki yapının bağlanma dayanımının olumsuz etkilenerek kırılmaların görülebilmesidir (60). 1980'lerde estetik beklentiye daha iyi karşılamanı tam seramik sistemlerde gelişmeler olmuştur. Restorasyonlarda estetik başarının yakalanabilmesinde materyalin doğal dişi taklit eden renk derinliği ve şeffaflığının olması önemlidir. Tam seramik restorasyonların en büyük avantajı, metal alt yapı bulunmadığından restorasyon üzerine gelen ışığın geçişine imkan vererek estetik beklentiye olumlu etkilemesidir.

Metal destekli porselen restorasyonlar için kullanılan metal alaşımlar şunlardır:

- Soy metal alaşımlar (altın-platin-palladyum, altın-palladyum-gümüş, altın-palladyum)
- Yarı-soy metal alaşımlar (palladyum-gümüş, yüksek palladyum)
- Baz metal alaşımlar (nikel-krom, nikel-krom-berilyum, kobalt-krom)

Başarılı klinik uygulamalarıyla Cr-Co (krom-kobalt) alaşımlar baz alaşım grubunun en yaygın olarak kullanılanı ve en iyi bilinenidir. Isı direnci, korozyon ve paslanma direnci, yüksek biyouyumluluk, yüksek elastisite modülü ile gerekli dayanıklılık ve rijiditenin sağlanması ve alt yapının hafifliği ile Cr-Co alaşımlar 1930'lerden günümüze kadar en çok kullanılan alt yapı materyalleri olmuşlardır (61).

4.7.2. Metal Desteksiz Porselen Restorasyonlar

Metal altyapılı porselen restorasyonlara alternatif olarak kullanılırlar. Tam porselenler, yüksek estetik özellikleri, korozyona uğramamaları, ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması ve biyouyumlu olduklarından dolayı tercih edilirler (62). Bunun yanında gerilmelere karşı oldukça dayanıksızlardır ve bu özellikleri tam porselenlerin klinik kullanımını kısıtlar. Önceleri sadece estetik amaçlı ön bölgede kullanılırken, güçlendirilmiş tam porselenlerin geliştirilmesiyle arka bölgede de kullanılmaya başlanmıştır (63).

2015 yılında Gracis ve ark. tarafından yapılan sınıflamada, seramikler ve seramik benzeri restoratif materyaller yapısal içeriklerine göre 3 ana grupta sınıflandırılmaktadır (64);

1) Cam-matriks seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
- Cam infiltre seramikler

2) Polikristalin seramikler

- Alümina seramikler
- Stabilize zirkonya seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

3) Rezin-matriks seramikler

- Rezin Nanoseramik
- Rezin Matrikse İlave Cam Seramik
- Rezin Matrikse İlave Zirkonya-Silika Seramik

4.7.2.1. Zirkonya Restorasyonlar

Zirkonyum doğada saf halde olmayıp genellikle bileşik halinde bulunmaktadır. Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) en çok bilinen zirkonyum bileşikleridir (65). Zirkonyum, metal alaşımlardan daha yüksek elastik modülü ve bükülme dayanımı göstermektedir. Sert, aşınmaya karşı dirençli, estetik ve biyouyumluluk özellikleri ile diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir (47).

Saf zirkonyum, oda sıcaklığında monoklinik faz, ısı arttıkça tetragonal ve kübik faz olmak üzere 3 farklı fazda bulunabilir. Saf zirkonyum $1170-2370^{\circ}C$ arasında tetragonal formda iken, $2370^{\circ}C$ 'nin üzerinde kübik forma geçiş göstermektedir (66). Saf zirkonyum içine stabilizatör eklenerek monoklinik, kübik ve tetragonal fazların yapı içinde bulunması sağlanan parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ) diye adlandırılan yapı oluşturulur (67).

Restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan tetragonal zirkonyum polikristalin zirkonyum (Y-TZP), saf zirkonyuma %2-3 oranında itriyum oksit (Y_2O_3) ilavesi ile elde edilmektedir ve opak bir yapı gösterir. Y-TZP, itriyum içerdiği için yüksek kırılma dayanıklılığı ve 900-1400 MPa bükülme direnci ile fiziksel olarak daha dayanıklı bir materyaldir. İtiryumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristallerinin olağanüstü fiziksel ve mekanik özellikler sergilediği, yüksek esneme kuvveti, kırılma dayanımı, sertlik, asidik ve bazik ortam şartlarında aşınma ve korozyon direnci, translusensi, renk stabilitesi ve yüksek biyouyumluluğa sahip olduğu gösterilmiştir (65). Sabit protetik restorasyonlar da alt yapı olarak kullanılan zirkonya uzun dönemde başarılı olduğu bildirilmektedir (68).

Zirkonya alt yapı materyali olarak kullanıldığında göreceli olarak yüksek opasite gösterir ve restorasyonun doğal dişlerin optik özelliklerini taklit edebilmesi için zirkonya

altyapı veneer porselenle kaplanır. Bununla birlikte veneer porselen ile kaplama, zirkonya altyapıyı hidrotermal ayrışmadan korur. Zirkonya ağız benzeri ıslak ortamlarda uzun süre sıvıya maruz kaldığında, zirkonyum kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine ve materyalin iç yapısında çatlaklar oluşmasına neden olabilir (69). Klinik çalışmalar bu durumun chipping'e (veneer porselenin zirkon alt yapıdan ayrılması) neden olabileceğini göstermiştir (70,71). Literatürde bu tür restorasyonlarda en sık rastlanan sorunun chipping olduğu rapor edilmiştir (72-74).

Sorunun çözümüne ilişkin olarak da farklı öneriler sunulmuştur. Fırınlama sonrası yavaş soğutma, fırınlama sayısının azaltılması, kron tasarımlarının modifikasyonu ve özellikle veneer porselen desteğinin geliştirilmesiyle daha dayanıklı restorasyonlar elde edilebilir (75).

4.8. Estetik Bölge Tek Diş Eksikliği ve Tedavisi

Travma, parsiyel anodonti, endodontik başarısızlık, fraktürler, çürükler ve rezorbsiyonlar sebebi ile hastalar üst çene ön bölgedeki dişlerini kaybedebilirler. Son derece estetik önemi olan bu bölgede hem sert hem yumuşak doku restorasyonları gerekmektedir (1).

4.8.1. Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Seçenekleri

Bir tedavi şeklinin seçilmesinde etkili olan faktörler protezin ömrü, en sık karşılaşılan komplikasyonlar ve komplikasyonların başarılı bir biçimde tedavi edilip edilemeyeceğidir. Alternatif yolların belirlenmesinde kanıta dayalı değerlendirilme gerekir. Üst çene ön bölge tek diş eksikliklerinde tedavi alternatifleri; geleneksel sabit bölümlü protezler, kantilever sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protezler, adeziv köprüler ve implant destekli restorasyonlardır (1).

4.8.1.1. Sabit Bölümlü Protezler

Sabit bölümlü protezler birçok yönden iyi bir tedavi seçeneğidir. Öngörülebilir olması, fonksiyon, fonasyon ve estetik için tatmin edici bir restorasyon sağlanması ve kısa sürede uygulanabilmesi nedeniyle tercih edilmektedir (1). Bununla birlikte sabit bölümlü protezlerin başarısızlık oranlarını araştıran çalışmalar farklı sonuçlar belirtmişlerdir (76-78). Bu tedavide en çok karşılaşılan komplikasyonlar restorasyonların

desimantasyonu, çürükler ve endodontik komplikasyonlar olarak göze çarpmaktadır (1).

4.8.1.2. Kantilever Sabit Bölümlü Protezler

Kantilever sabit bölümlü protezlerin, klasik sabit bölümlü protezlere göre daha kötü prognozları vardır. Başarısızlığın ortaya çıkışı genellikle restorasyonun desimantasyonu halinde olur. Kuvvetlerin az olduğu ön bölgede, köprü gövdesi kısa iken, gövde üzerinde sınırlı oklüzyon varken ve meziodistal mesafe sınırlı iken kantilever sabit bölümlü protezler endike olabilir (1).

4.8.1.3. Adeziv Köprüler

Koruyucu amaçlı olduğu için üst çene ön bölgede tercih edilir ancak bu tedavinin birçok sınırlandırması vardır. Yan dişteki minenin ince olması hem adezyonu zayıflatır hem de metal destekli adeziv köprülerde gri yansımalara neden olabilir. Yan dişlerdeki mobilitenin varlığı tedavinin başarısızlığına sebep olabilir (1). Yüksek dirence sahip seramikler metallerin yerine adeziv köprülerde kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde halen yaygın olarak kullanılmaktadır (79). Estetik beklentilerden ötürü seramik ve kompozitler metallerden daha çok tercih edilirler. Adeziv köprüler hastalarda greftleme işlemi sonrası veya iyileşme sürecinde geçici protez olarak da kullanılabilir (1).

4.8.1.4. Hareketli Bölümlü Protezler

Tedavi uygulamasının iki aşamalı olduğu durumlarda geçici protez olarak kullanılabilirler. Hastalar tek diş eksikliğinde çok fazla tercih etmezler, çünkü bu protezler ekonomik olmalarına rağmen konuşma ve fonksiyon sırasında stabilitesinin bozulması hoş karşılanmaz (1).

4.8.1.5. Tek Diş İmplantları

Tek diş implantlarının başarısının literatürde yerini almasıyla estetik bölgede tek diş implant tedavisi hızla yaygınlaşmıştır. Komşu dişlerin prognozu tek diş implantları ile diğer tedavi seçeneklerine göre daha iyi olmaktadır. Komşu dişlerde; çürük, hassasiyet, plak retansiyonu ve endodontik tedavi gerekliliği konvansiyonel sabit protezlerle yapılan tedavilere göre on yıllık gözlemler sonucunda daha az olduğu ortaya

konmuştur (1).

Schmitt ve Zarb 32 hastaya yerleştirdikleri 40 implanttan yaklaşık 3 yıllık takip sonucunda %100 başarı oranı yakalamışlardır. Bu çalışma tek diş eksikliklerinde başarılı osseointegrasyon sağlanabileceğini ve iyi bir tedavi seçeneği olabileceğini göstermektedir (80).

Henry ve ark. yaptıkları çalışmada 71 maksiller anterior tek diş eksikliğinde yerleştirilen implantlarda 5 yıl içerisinde %96,6 başarı oranı olduğunu göstermiştir. Ancak bu klinik çalışmada %10 estetik başarısızlıkla karşılaşıldığı bildirilmiştir (81).

4.8.1.4.1. Üst Çene Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde İmplant Tedavi Planlaması

4.8.1.4.1.1. Üst Çene Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde İmplant Uygulamalarında Cerrahi Öncesi Değerlendirme

Üst çene ön bölgede implant çevresi dokuların sağlığının uzun dönemde korunması ve estetiğin başarılı bir şekilde sağlanabilmesi; operasyon öncesinde yapılacak dikkatli bir tedavi planlaması, doğru cerrahi ve protetik tedavilerin uygulanması ile mümkündür.

İmplant tedavisi uygulanacak olan hastalarda işlem öncesinde olağan oral cerrahi işlemler için tıbbi durumları dikkatlice değerlendirilmelidir. Bu değerlendirme sırasında hastanın tıbbi hikayesi alınıp, kullanmakta olduğu ilaçlar ve alerji durumları öğrenilmelidir (82). Hastaların genel sağlık durumları, kullanılan ilaçlar veya yara iyileşmesini olumsuz yönde etkileyecek durumlar implant cerrahisi için risk oluşturabilir.

Hastanın tütün ürünleri kullanım alışkanlığının, özellikle yumuşak ve sert doku arttırımı işlemlerinde, implantın osseointegrasyon sürecinde ve implant çevresi dokuların uzun dönem sağlığı için olumsuz etkileri olabilir. Ayrıca sigara kullanımı yara iyileşmesini olumsuz yönde etkilemektedir (83). 2009 yılında yapılan sistematik derlemede sigara içen hastaların içmeyenlere göre çok daha yüksek oranda peri-implantitis riski taşıdığı ve implantın boyun bölgesinde radyografik kemik kaybı riskinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (84).

İmplant tedavisinin planlamasından önce titiz bir tıbbi hazırlık gerekmektedir. Klinik ve radyografik muayeneler yapılmalı, teşhis modelleri incelenmeli ve diş çekimi

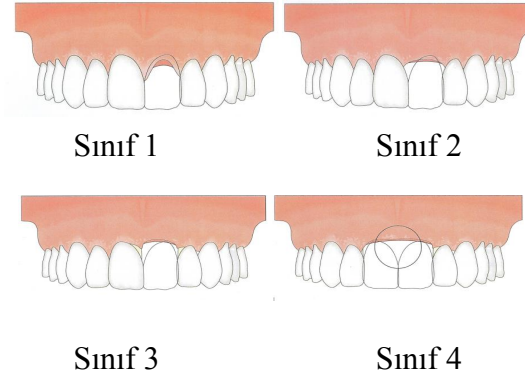
sebepleri araştırılmalıdır. Sublüksasyon, avülsiyon, reimplantasyon gibi bir tramva hikayesi ya da retreatment ve apikal rezeksiyon gibi endodontik tedavi geçmişi olup olmadığı öğrenilmelidir. Komşu dişler maksiller kesici tek diş restorasyonu için ideal sonuç almada önemli paya sahiptirler, çünkü dişsiz kısmın uzunluğu, konturu, renk ve pozisyonu komşu dişler tarafından belirlenir. Uygulamaya başlamadan önce olası riskler belirlenmeli ve hastaya bildirilmelidir.

İmplant uygulaması öncesi ekstraoral muayene yapılarak dudak desteği incelenmelidir. Dudak desteği hem alveol kretler hem de dişlerin kronları ile sağlanmaktadır. Sıklıkla, diş çekimi sonrasında rezorpsiyon nedeniyle kretin sağladığı dudak desteği yitilmektedir. İmplant üstü sabit protez uygulanmasının planlandığı vakalarda, özellikle üst çene ön bölgede dudak desteğini sağlayabilmek amacıyla farklı protez dizaynları da tercih edilebilir.

Konuşma ve gülme esnasında üst dudağın hareketi ve pozisyonu, protetik restorasyonun estetiğini etkilemektedir. Ortalama bir gülme hattında üst çene ön dişlerin yaklaşık %75'i görülmektedir. Yüksek gülme hattında ise anterior dişlerin kesici kenarları ve servikal bölgeleri görülmekte iken, düşük gülme hattında dişlerin %75'inden daha az miktarı görülmektedir (85). Düşük gülme hattına sahip bireylerin implant üstü protezlerin uygulanması açısından daha avantajlı olduğu bilinmektedir.

İntraoral muayenede ise kemik ve yumuşak doku kaybının şekli ve miktarı tespit edilmelidir. Estetik bölgede yapılacak restorasyonlarda rezorpsiyon nedeniyle çoğunlukla hem horizontal hem de vertikal boyutlarda kemik desteklenmesi işlemlerine gerek duyulabilmektedir. Üst çene ön bölgede vertikal ve horizontal kayıplar açısından, Palacci'nin sınıflaması değerlendirilmelidir (86). Bu sınıflamada vertikal kayıplar 4 gruba ayrılır (Şekil 7).

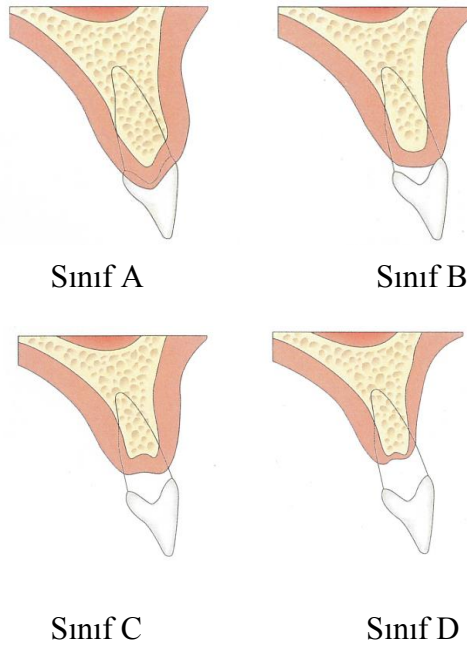
- Sınıf 1: Hafif şekil değiştirmiş (azalmış) papilla varlığı
- Sınıf 2: Papillanın sınırlı kaybı
- Sınıf 3: Aşırı papilla kaybı
- Sınıf 4: Papillanın tamamında kayıp (papilin yokluğu)



Şekil 7. Yumuşak ve sert dokudaki vertikal kayıp sınıflaması (86)

Horizontal kayıplar da yine 4 grupta incelenir (Şekil 8):

- Sınıf A: Hafif şekil değiştirmiş bukkal doku kaybı
- Sınıf B: Sınırlı bukkal doku kaybı
- Sınıf C: Şiddetli bukkal doku kaybı
- Sınıf D: Sınırlı miktarda yapışık mukoza ile birlikte aşırı bukkal doku kaybı



Şekil 8. Yumuşak ve sert dokudaki horizontal kayıp sınıflaması (86)

Bu sınıflamalar değerlendirilerek tedavi planı yapılır. Bazı tedaviler (Sınıf 1-A gibi) uygun implant yerleşimi sağlarken ikinci cerrahi aşamasında minimal yumuşak doku işlemi yapılmalıdır. Sınıf 4’de ise implant yerleşiminden önce veya sonra ilave yumuşak doku cerrahisi gerekir.

İmplant destekli restorasyonların estetik başarısında implant çevresi yumuşak dokuda yapılan düzenlemelerin etkisi büyüktür. İdeal estetik görünüm için komşu diş ve implant destekli kron arasındaki interproksimal papilla görünümü, komşu dişlerdeki kadar iyi olmalıdır. Bunun sağlanabilmesi için papil şekillendirme teknikleri uygulanabilir (15).

Destek kemiğe komşu yumuşak dokunun biyotipi, cerrahi işleme verdiği yanıtın farklı olması açısından, operasyon öncesi değerlendirilmesi gereken hususlardan biridir. Periodontal biyotip ince ve kalın olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (87). İnce biyotip cerrahi travmaya bağlı olarak risk taşırken, kalın biyotip cerrahi işlemlere daha dayanıklıdır. Ancak kalın biyotip insizyon izi kalabilmesi açısından özellikle yüksek gülme hattına sahip hastalarda değerlendirilmelidir (88).

4.8.1.4.1.2. Üst Çene Ön Bölge Tek Diş Eksikliklerinde İmplant Uygulamalarında İmplantların İdeal Konumlandırılması

İmplant çevresi yumuşak ve sert dokuların uzun dönem sağlığı ve stabilitesi doğru implant seçimine ve seçilen implantın meziodistal, orafasiyal, apikokoronal yönde doğru pozisyonlandırılmasına bağlıdır. Ayrıca estetik ve biyomekanik gereksinimleri karşılayacak protetik üst yapı, sağlıklı kemik ve yumuşak doku ile ilişkili uygun implant pozisyonunu gerektirmektedir.

Tischler, estetik bölgede ideal implant uygulamasıyla ilgili bazı kurallar önermiştir (89). Bu kurallar;

- Konservatif bir flep dizaynı yapılmalıdır
- Mevcut kemik ve yumuşak doku miktarı ölçümelidir

- İmplantın 3 boyutlu pozisyonu iyi tasarlanmalıdır
- Çıkış profili (emergence profile) iyi değerlendirilmelidir
- İmplant uygulanmadan önce iyileşme zamanı değerlendirilmelidir
- Uygun abutment ve restorasyon dizaynı yapılmalıdır.

Meziodistal olarak implantın ideal konumlandırılması: İmplantın çevresinde horizontal biyolojik aralığın göz önünde bulundurulması gereklidir (90). Komşu dişin periodontal ataçmanı ile implant boynu arasında implant tasarımından bağımsız olarak en az 1-1,5 mm aralık bırakılmalıdır (91).

Labiopalatinal yönde implantın ideal konumlandırılması: Mevcut kemiğin kalınlığı ve implant üstü protezin çıkış profili belirleyici faktörlerdir. İmplant boyununun konumu planlanan kronun çıkış noktasının 1,5-2 mm palatinalinde olmalıdır (83). Ayrıca doğru ayarlanmış bir açılanma ile implant kronunun çıkış profili doğru şekilde hazırlanabilir ve protetik restorasyonun üretimi kolaylaşmış olur. Doğru açılanmada, implant uzun eksenine gelecekteki kron kesici kenarının 1 mm palatinalinden geçecek şekilde ayarlanmalıdır (83). Bukkal kemikteki rezorpsiyonu önlemek için implant palatine doğru 5° açı ile yerleştirilebilir. Şayet implant aşırı palatine doğru eğimli yerleştirilirse, açılanmayı düzeltmek için implant gerektiğinden daha apikalde konumlandırılmalıdır (92).

Koronoapikal yönde implantın ideal konumlandırılması: Yumuşak doku seviyesi implantlar ile kemik seviyesi implantlar arasında koronoapikal konumlandırma açısından bazı farklar vardır. Yumuşak doku seviyesi implantların boynu, planlanan implant destekli kronun mukozal kenarından 2 mm daha apikalinde olmalıdır; kemik seviyesinde bu mesafe 3 mm'dir (83). Eğer implantlar çok derine yerleştirilirse dikey yönde daha çok kemik kaybı olacak ve dolayısıyla yumuşak doku da durumdan olumsuz etkilenecektir.

4.9. İmplant Yükleme Protokolü

Yükleme; cerrahi olarak implantın yerleştirilmesinden sonra üzerine yapılan restorasyonun karşıt dişle temasa getirilmesi işlemidir (4). Yüklemenin fonksiyonel kuvvetlerden az veya çok olması durumunda kemikte rezorpsiyon meydana

gelebilmektedir. Cerrahi sonrası aşırı yüklemeler sonucunda oluşabilecek mikro hareketin, kemik implant ara yüzünde osseointegrasyon yerine fibröz tamire yol açabildiği ileri sürülmüştür (93,94). Klinik çalışmalar, implant çevresinde kemik kaybının yüklemeye ile yakın ilişkili olabileceğini göstermiştir. Sonlu elemanlar analizi modellerinin ve fotoelastik tekniklerin kullanıldığı *in vitro* deneyler, lateral veya oblik yüklemeler sonrasında özellikle implant boyun bölgesi çevresindeki kemikte yoğun stres birikimlerinin oluştuğunu göstermiştir. Bununla birlikte kemiğin histolojik yapısının da stres dağılımlarının miktarını doğrudan etkilediği bulunmuştur (95).

Branemark ilk defa 1960'lı yıllarda osseointegrasyon kavramını ve geç yüklemeye protokolünü implantoloji literatürüne tanıtmıştır. Geç yüklemeye protokolüne göre yerleştirilen implantlar hiçbir yüklemeye yapılmadan 3-6 ay süresince doku altında gömülü bırakılıp, osseointegrasyonun tamamlanması beklenmektedir (96). Bu yaklaşımda amaç, iyileşme periyodunda fonksiyonel kuvvetlerin implant kemik ara yüzünde oluşturabileceği osseointegrasyona engel olan mikrohareketlilik ile fibröz doku oluşumuna ve klinik başarısızlığa sebebiyet vermesinin istenmemesidir. Hatta implantın diş eti ile kapatılmasının, hem enfeksiyon riskini azalttığı bununla birlikte de implant kemik ara yüzünde oluşabilecek epitel göçünü engellediği bildirilmiştir. Klasik implantoloji bilgileri yüklemenin cerrahiyi takiben üst çene için 6 ay, alt çene için 3 ay sonra olması gerektiğini savunur. 'Klasik Yüklemeye Protokolü' olarak bilinen bu uygulama, geçmişte implant başarısının sağlanmasında olmazsa olmaz bir ön şart olarak kabul edilmekteydi (3). Öncelikle implant yüzeylerinde ve dizaynında değişiklikler yapılmaya başlanmış, böylece osseointegrasyonun artırılması ve iyileşme sürecinin kısaltılması amaçlanmıştır. Cerrahi tekniklerin de ilerlemesiyle birlikte ortaya "hemen (immediat) yüklemeye" kavramı çıkmıştır (97).

Ancak gelişen implantoloji ile immediat yerleştirilen implantların hemen yüklemeleri ile ilgili uzun dönem sonuçlarını başarılı olarak bildiren çalışmalar yoğun olarak yayınlanmaktadır (98,99). Yüklemeye zamanı implantın üzerine yapılan protezin zamanlamasını tanımlar (4,100):

- Hemen (immediat) yüklemeye: İmplant cerrahisinden sonra en fazla 1 hafta içerisinde retorasyonun tamamlanmasıdır.

- Erken yükleme: İmplant yerleştirildikten 1 hafta ile 2 ay aralığındaki zaman dilimde restorasyonun tamamlanmasıdır.
- Geç (konvansiyonel) yükleme: İmplant yerleştirildikten sonraki 2 ay ve sonraki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.

4.9.1.1. Hemen (İmmediyat) Yükleme

İmplantların hemen yüklenmesi kavramı ilk olarak 1979'da Ledermann tarafından tanımlanmıştır. Ledermann çalışmasında dişsiz mandibuler kretlerde, iyileşme sürecini beklemeksizin overdenture protezler ile hemen yükleme yapmış ve %91.2 başarı oranını bulmuştur (101). 1983'te ise Schroeder aynı tarzdaki hasta popülasyonu ile %98,1 başarı oranı bildirirken (102), 1986 yılında Babbusch benzer tedavi prosedürünün uygulandığı hastaların 5 yıllık takip sonuçlarını değerlendirmiş ve %96.1'lik başarı tespit etmiştir (103).

Yapılan başka bir çalışmada, hemen yüklenen 140 implantın 136'sının (% 97) 8 ile 24 aylık takipleri süresince osseointegre olduğu bulunmuştur (104). Tüm bu olumlu sonuçlara karşın çalışmalarda peri-implant doku yanıtı ile ilgili yeterli veri olmadığı ortaya konmuştur (105). Ayrıca hemen yüklemede gözden kaçırılmaması gerekli risklerin bulunduğu bildirilmiştir (104):

- Yoğunluğu az kemik yapısı (düşük densite)
- Hasar görmüş çekim soketi
- Okluzal yüklemenin büyüklüğü ve tipi
- Sigara kullanımı
- Bruksizm ve diş gıcırdatma.

4.9.1.2. Erken Yükleme Protokolü

Literatürde hemen yükleme ve geç yükleme arasındaki zaman aralığına denk gelen dönem için ayrı bir adlandırma yapılmaktadır. Bu dönemde yapılan yüklemeler 'Erken yükleme' olarak adlandırılmaktadır.

4.9.1.3. Geç (Klasik-Konvansiyonel) Yükleme protokolü

Sekonder stabiliteyi ve implant başarisını arttırmanın bilinen en güvenli yolu, yükleme öncesi implant-kemik osseintegrasyonunu beklemektir. Branemark'ın 1977 yılında ortaya koyduğu çift basamaklı cerrahi teknik bu yöntemin ortaya çıkmasını sağlamıştır (2).

4.9.2. Hemen Yükleme Protokolünde Mikro Hareketlilik

Uzun dönemli klinik çalışmalar implant yerleşiminden hemen sonraki stabilitenin önemini belirtmiştir. Primer stabilite, implant yerleştirilecek bölgenin kemik kalite ve kantitesine, implantın geometrisine (uzunluk, çap, yiv tasarımı), yerleştirme tekniğine (frez ve implant çapı arasındaki oran) bağlıdır. İmplant yerleşimi sırasında yeterli primer stabilite sağlanamazsa hemen yüklemelerde limitler dışında mikro hareketlilik gerçekleşebilir. Bunun sonucunda da normal iyileşme süreci bozularak, implant çevresinde fibröz doku kapsülünün oluşabildiği ileri sürülmüştür. Bu durumda implantta istenmeyen mobilitenin oluşması ve implantın osseointegre olmaması ile sonuçlanacağı belirtilmiştir (106). Brunski'nin açıkladığı teoriye göre 100 m'lik bir mikro hareketlilik, iyileşmenin osseoz integrasyon yerine fibröz integrasyona yönünde değiştiği seviyedir (107,108). Başka bir çalışmada, 150 m ve üzerinde gerçekleşen mikrohareketin fibröz bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir (109). Van Damme ve ark. hemen yüklenen implantlarda oluşan 30 m ve 90 m aralığındaki mikro hareketin osseintegrasyonda kemik stimülasyonu sağladığını ne sürmüşlerdir (110).

4.10. Dental İmplantolojide Klinik Biyomekanik

Bir bilim dalı olarak biyomekanik; biyoloji ve mühendislik bilimlerinin, yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Mühendislik yöntemleri kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin kontrolü, hareket sırasında farklı bölümlerde oluşan kuvvet sisteminin canlı ve cansız dokular üzerindeki etkisini incelemektedir (15).

Biyomekanik; dental implantolojide yeni dizayn ve tasarımların geliştirilmesi ve mevcut tasarımların performanslarının değerlendirilerek daha iyi performans elde edilebilecek yeni tasarımların ortaya konmasını sağlayan önemli bir etken olmuştur.

Dental implantların başlıca görevi fonksiyonel çiğneme kuvvetlerini yivler aracılığı ile çevre destek dokulara homojen şekilde iletmektir. İmplantlar çiğneme fonksiyonu esnasında çeşitli yönlerde ve şiddette kuvvetlere maruz kalırlar. Bu nedenle implant tasarımlarının amacı çiğneme kuvvetlerini en doğru şekilde dağıtarak implant destekli protezlerin fonksiyon görmesini sağlamaktır (1).

Doğal dişlerin etrafında bulunan periodontal ligament implantların etrafında bulunmaz. Bundan dolayı biyomekanik olarak davranış farklılıkları gösterirler ve bu da klinik olarak bazı problemlere neden olabilir. Çünkü doğal diş etrafında bulunan periodontal ligament gelen kuvvetleri absorbe ederken implantlar direkt olarak kemiğe iletilirler (111). Buna bağlı olarak implantlarda görülen uzun dönem başarısızlıkların sebebi genellikle biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır (112).

4.10.1. Biyomekanik Kavramlar

4.10.1.1. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimi 'Newton' (N) olarak ifade edilmektedir. Büyüklük, süre, yön, tip ve büyütme faktörleri ile tanımlanabilir. Kuvvet, implantlar üstünde büyüklük ve yön vektör nicelikleri yolu ile etki gösterir (15).

Dental implantlar üzerine gelen bir kuvvet nadiren tek bir eksen üzerinde ve uzun eksen yönündedir. Basit bir oklüzal temas sıklıkla 3 boyutta (mesiodistal, bukkolingual, oklüzoapikal) oklüzal kuvvetle sonuçlanır. Bu üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde de iletilen komponent bölümleri ile tanımlanır (15).

İmplantlar üzerine 3 tip kuvvet etki eder;

- Baskı/Sıkışma
- Çekme/Gerilme
- Makaslama/Kesme

Baskı kuvvetleri, kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme

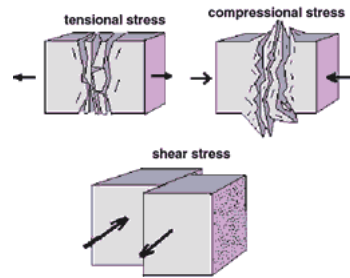
kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır. İmplantlar üzerinde makaslama kuvvetleri ise kaymaya sebep olur. Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir; kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır (15).

4.10.1.2. Stres (gerilme)

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır. Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (113).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formülize edilir. Birimi Paskaldır ($P=N/mm^2$). Ancak yapılan çalışmalarda genellikle gerilme birimi Megapaskal olarak ifade edilmektedir. 1 MPa, $1N/mm^2$ eşittir (15).

Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç tip stres oluşabilmektedir. Sıkışma (germe) stresi aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Çekme stresi aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar. Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleridir. Sıkışma stresleri kemik-implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahip olan kuvvetlerdir. Öte yandan makaslama ve gerilme stresleri ise implant kemik bağlantısına olumsuz etki eden kuvvetlerdir (15).



Şekil 9. Gerilme (tensile stress), sıkışma (compressive stress) ve makaslama (shear stress) stresleri

4.10.1.3. Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur. Stresin olduğu her durumda gerinim de söz konusudur.

Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (15).

ε = Gerinim

ΔL = Boyutsal değişim

L= Cismin ilk uzunluğu

$\varepsilon = \Delta L / L$

İmplantın yüklenmesi sırasında oluşan ve fizyolojik sınırlardaki yükler karşısında kemik kendi yapısını değiştirme yeteneğine sahiptir. Trabeküler kemikte meydana gelen 100 mikro gerinimdeki düşük yükler kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Fizyolojik yükler ise (100-3000 mikro gerinim) kemiğin remodelasyonunu sağlar. 3000 mikro gerinimin üzerindeki fizyolojik yükler, kemik yapısında yıkıcı etkiye sahip olarak “fibrotik remodelasyon” sürecini başlatır (114)

4.10.1.4. Elastisite (Young's) modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (115-116).

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir.

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha

az deformasyona uğrar.

Elastik şekil değiştirme, gerilme altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orijinal şekli ve düzenine dönmeleridir. Bu durumda gerilim de tamamen elastiktir. Plastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönemeyen şekil değiştirme olarak tanımlanabilir. Elastik sınır, cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir. Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük esneme limiti olarak da tanımlanabilir (113).

4.10.1.5. Poisson oranı

Cisimler, çekme ya da sıkışma kuvvetleri altında, sahip oldukları elastik sınır içinde, bir yönde uzama gösterirken diğer yönlerde incelme göstermektedirler. Bu uzama ve incelme arasındaki ilişki “Poisson oranı” olarak ifade edilir. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (117).

Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

4.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

İmplant ve doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, biyolojik dokulara (kemik ve yumuşak dokular) iletilerek bu dokularda streslerin (gerilmelerin) oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, yani biyomekanik açıdan ideal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metotları kullanılmaktadır. Bunlar (118):

- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Gerilim ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Stres Analiz Yöntemi

- Termografik Stres Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

4.11.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik analiz, değerlendirilecek yapı içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları şekline dönüştürme prensibine dayanır. Analizde hazırlanan fotoelastik modeller polariskop cihazı ile değerlendirilir (119).

4.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Mekanik, optik, akustik, elektronik sisteme sahiptirler. Ağız içinde oluşan streslerin *in vivo* olarak değerlendirilmesine imkan sağlayan bu yöntem kuvvet altındaki yapıda meydana gelen gerinimleri hesaplar (119).

4.11.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklemesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (118).

4.11.4. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda alınıp görünen ışık saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (118).

4.11.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini esas almaktadır. Çiğneme esnasında

bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (118).

4.11.6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Bu teknikte; bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır (118).

4.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi mühendislik alanında deneysel ortamda çözümü oldukça zor olan, ileri düzey teoremlerin bilgisayar yardımıyla hesaplanarak, çözülebilmesini sağlayan bir analiz metodudur. Günümüzde tıp ve mühendisliğin birçok dalında kullanılmaktadır. Bu yöntemde basitçe, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde analizler gerçekleştirilir (117,120).

İlk kez 1960'ların başlarında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (112).

Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir . 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır. Son 20 yıl içerisinde literatürde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile sıklıkla karşılaşılmaktadır (121).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümünü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (115).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin avantajları (121);

- 1) Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta çok karmaşık şekilli bir cisimde dahi analiz, güvenilir olabilir.
- 2) Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz edilebilir.
- 3) Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk getirmez. Geometrideki ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamana bağlı değişken özellikler gibi malzeme özellikleri kolaylıkla değerlendirilebilir.
- 4) Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar analiz yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- 5) Sınır şartları kolayca uygulanır.
- 6) Sonlu eleman stres analiz metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkin şekilde kullanılabilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin dezavantajları (121);

- 1) Programların maliyetleri çok yüksektir.
- 2) Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi olmalıdır.

3) Bu programlara sık sık yenileme yapılmalıdır.

4) Programların kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.

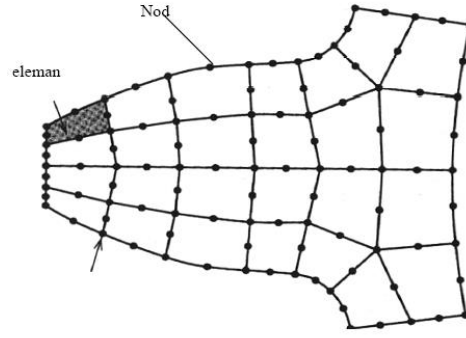
Sonlu eleman stres analiz metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara bazı verilerin girilmesi gereklidir. Bu veriler aşağıda sıralanmıştır (117):

- Nesnenin geometrisini oluşturacak koordinatlar
- Nesnenin geometrisi ve boyutu için uygun eleman türü
- Elemanlara ait poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Oluşturulan modele uygulanacak kuvvetler
- Oluşturulan modelin sınır koşulları
- Gerçekleştirilecek analiz türü

4.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemindeki Temel Kavramlar

4.11.7.1.1. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizi yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara ayrılır. Geometrik şekillerden oluşan bu elemanlar farklı noktalarda birbirleriyle birleşir ve bu noktalar “düğüm” olarak ifade edilir. Sistemde her elemandaki değişiklikler, direkt olarak düğüm noktalarındaki değişiklikleri etkiler. Düğüm noktalarında meydana gelen değişiklikler ise elemanların gerilmeleri sonucu oluşmaktadır. Sonlu elemanlar analizi prensibinde düğüm noktalarındaki değişikliklerin çözümlenerek analiz edilmesi amaçlanır (122).



Şekil 10. Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar

4.11.7.1.2. Eleman (Element)

Sonlu eleman stres analizinde sistemi tanımlayan bölge, "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Nod sayılarına göre farklı eleman şekilleri vardır. Sistem ne kadar çok elemana ayrılırsa çözümün sonucu o oranda gerçeğe yakınlık gösterir (122).

4.11.7.1.3. Sınır Şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (112).

4.11.7.1.4. Ağ Yapı (Mesh) Oluşturma

Elemanlar ve düğüm noktalarının koordinatları, ağ oluşturularak ortaya çıkarılır. Ağ oluşturma işlemi bilgisayar ortamında programlar yardımıyla yapılır. Ağ yapı oluşturulurken program olabildiğince fazla elemana bölünür. Farklı bölgelerde eleman yoğunluğu artırılarak, ortaya çıkacak analiz sonucunu etkileyebilecek alanlardaki sapmalar minimuma düşürülür (117).

4.11.7.1.5. Geometri ve Katı Modelin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar sisteminde incelenecek materyal, program yardımıyla bilgisayar ortamına taşınarak modeller elde edilir ve bu şekilde cismin geometrik tanımı bilgisayar ortamında oluşturulmuş olur. Bu şekilde cisim üzerinde kuvvet, ağırlık, moment gibi ölçümler hesaplanabilir. Modelleme işlemi bir, iki ve üç boyutlu olarak elde edilebilmektedir. Üç boyutlu modelleme, tüm kesitlerde ölçümler yapılabilmesi avantajı

sayesinde gerçekçiliği en fazla olan yöntemdir (112).

4.11.7.1.6. Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanmış olan bu kanun, cisimler için şekil değiştirmeyi tanımlar. Katı bir cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen şekil değiştirme kuvvet ortadan kalkınca eski haline dönüyorsa elastik şekil değiştirme olarak şekil değişimi geri dönmüyorsa plastik deformasyon olarak tanımlanmıştır (117).

4.11.7.1.7. Mohr dairesi

Eğik yüzeylerdeki normal ve kayma gerilmelerinin şematize edilerek gösterilmesidir. Gerilmeye uğrayan malzemeden alınan bir elemanın, bütün açılarda oluşan gerilmelerinin bileşkesinin incelendiği geliştirilmiş bir yöntemdir (123).

4.11.7.1.8. İzotropik ve Anizotropik Davranış

Cisimlerin maruz kaldıkları kuvvetlerin doğrultusunun değişmesine bağlı olarak gerilim ve gerinim oranı farklı sonuçlar veren materyaller anizotropik cisimlerdir. Daha basit ifadeyle elastiklik modülü her yönünde farklı olan cisimler olarak anizotropik olarak tanımlanır. Materyal özelliklerinin her yönde eşit olduğu, yani farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen elastiklik modülü oranının eşit olduğu cisimler izotrop cisimler olarak ifade edilir. Örneğin; çelik ve titanyum materyalleri her yönde eşit elastiklik modülüne sahip oldukları için izotrop materyallerdir (112).

4.11.7.1.9. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ve gerinimin orantı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, sonrasında non lineer özellik gösterdiği cisimlerdir (124).

4.11.7.1.10. Homojen Cisim

İçerisinde, noktadan noktaya elastik özelliklerin değişmediğinin kabul edildiği cisimdir (124).

4.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları

4.11.7.2.1. İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi (Pre-processing):

Bilgisayar ortamında CAD programı aracılığı ile model oluşturulabilir. Çenelerin tomografi görüntüleri kullanılarak 3D Doctor, 3D studio Max, Rhinoceros programları ile tomografilerden analizi yapılacak model elde edilebilir. Analize hazırlanan model elemanlara ayrılarak bir ağ (mesh) yapıya dönüştürülür. Böylece matematiksel model elde edilmiş olur (117).

4.11.7.2.2. Verilerin Software Programına Yüklenmesi (Analiz):

Elde edilen modelde bulunan farklı materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları gibi mekanik özellikleri ile yükleme koşulları tanımlanır. Uygulanacak kuvvetin özellikleri belirlenir. Yüklemeler sonucu elde edilen veriler kaydedilir (117).

4.11.7.2.3. Post-Processing (Analizin Çözümlemesi):

Analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirme yapılır. Kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılabilir materyaller için asal stres (principal stress), metaller gibi çekilebilen materyaller için eşdeğer stres (equivalent stress, von mises stress) değerleri kullanılabilir. Eşdeğer stres, tüm yapıdaki stresler ile ilgili veri sağlayabilir (117).

4.11.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Sonlu elemanlar stres analiz sonuçlarında önemli olan doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmesidir (112).

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Algor Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler

değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır.

4.11.7.3.1. Asal gerilme (Principle stres)

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere principle stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursanız; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler. σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder.

Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir; çünkü $P_{max.}$, en yüksek gerilme dayanıklılığından büyük ya da ona eşit olduğunda veya $P_{min.}$, en yüksek sıkışma dayanıklılığından büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle asal stresler kullanılır.

4.11.7.3.2. Von Mises stresleri (Von Mises stress)

Von Mises stresleri, çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini (yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises stresleri, üç asal gerilme

değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır.

$$\sigma^2 = ((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2$$

Metal gibi çekilebilir (ductile) materyallerde ise von Mises stresler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Bu sayede arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan makaslama streslerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da fikir vermektedir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ile Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Çalışmamızda üst çene sağ santral diş bölgesine tek implant üzerine, toplamda 6 farklı senaryoda oblik ve yatay kuvvet uygulanmış ve her modellemede implantta, abutmentta, kemik dokuda ve krona oluşan stress dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

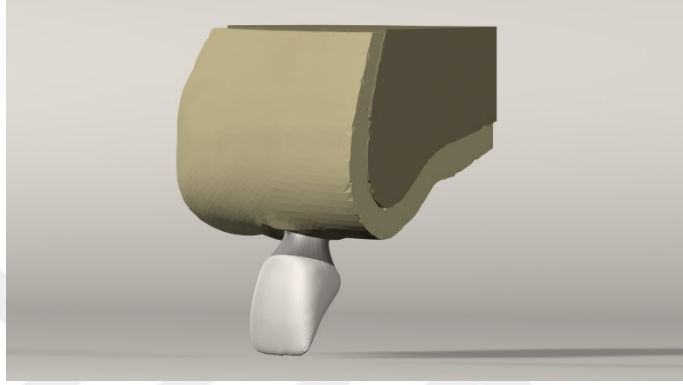
Senaryo 1, 2 ve 3'te implantlar hemen yükleme yapıldığı kabul edildi. Bu senaryolarda sonlu elemanlar stres analizinde yapılmış önceki çalışmalarda kullanılan veriler ve referanslar ışığında kemik-implant kontakt miktarları değiştirilerek; senaryo 1 %25 kemik implant kontaktı, senaryo 2 %50 kemik implant kontaktı, senaryo 3 ise %75 kemik implant kontaktı olacak şekilde modellendi (125). Kemik implant kontakt oranları değiştirilirken kemik ve implant arasında bir ara tabaka önceki çalışmaların verilerine dayandırılarak 0,2 mm kalınlığında oluşturuldu. Bu senaryolarda hemen yükleme yapıldığı varsayıldığından implantlar osseointegre kabul edilmedi. Ayrıca titanyum abutment ve geçici üst yapı için PMMA'dan monolitik kron tasarlandı.

Senaryo 4'te ise implanta hemen yükleme protokolü uygulandı. Ancak bu senaryoda önceki sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan verilere dayanılarak ve referanslar ışığında osseointegre olmamış implantın modellenmesi için kullanılan sürtünme katsayısı 0,3 olarak belirlenerek analiz gerçekleştirildi (126,127). Bu senaryoda ayrıca geçici abutmentların stres dağılımını incelemek amacıyla titanyum abutment ve PEEK abutment modellendi. Monolitik PMMA üst yapı modellenerek analiz gerçekleştirildi.

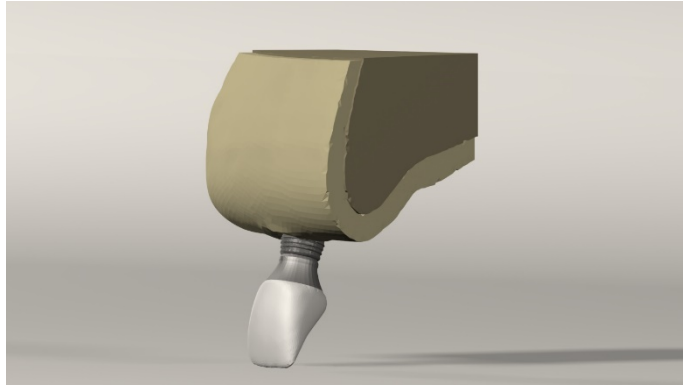
Senaryo 5'te implant kemik ile osseointegre olduğu kabul edildi. Daimi protetik restorasyonların stres dağılımını incelemek amacıyla titanyum ve zirkonya abutmentlar ile zirkonya altyapılı feldspatik porselenden üst yapı modellendi.

Senaryo 6'da implant kemik ile osseointegre kabul edilmiş ancak implantın boyun bölgesinde marjinal kemik kaybı 2 mm olacak şekilde modelleme yapıldı. Protetik üst yapılar ise senaryo 5 ile aynı şekilde olacak şekilde belirlendi.

3 boyutlu olarak hazırlanan modellere, çiğneme kuvvetlerini taklit eden statik yüklemeler sonucunda implant, kemik ve abutmentta belirlediğimiz referans noktalarında oluşan gerilim değerleri, gerilim dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemiğin yansıtıldığı modellerde kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri; implant ve abutmentta oluşan Von Mises gerilme değerleri ölçüldü.



Şekil 11. Senaryo 1-2-3-4-5 modellemesi



Şekil 12. Senaryo 6 modellemesi

5.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İçin Kullanılan Cihazlar ve Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R

CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 13. Activity 880 optik tarayıcısı

5.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Modellerinin Hazırlanması

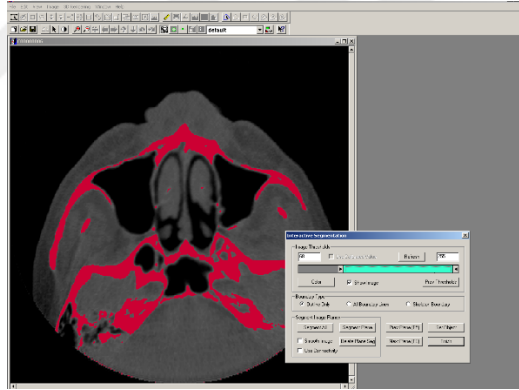
5.2.1. Üst Çene Modellerinin Hazırlanması

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, erişkin bir hastanın, çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı (Şekil 14). Taramada 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.



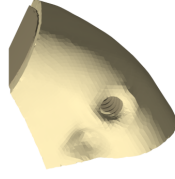
Şekil 14. Tomografi görüntüsü

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

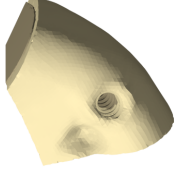


Şekil 15. 3D-Doctor yazılımında ‘Interactive Segmentation’ yöntemiyle kemik dokularının ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

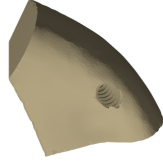


Şekil 16. Senaryo 1-2-3-4-5 kortikal kemik modeli

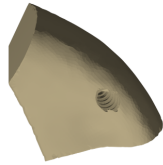


Şekil 17. Senaryo 6 kortikal kemik modeli

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile trabeküler kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



Şekil 18. Senaryo 1-2-3-4-5 trabeküler kemik modeli

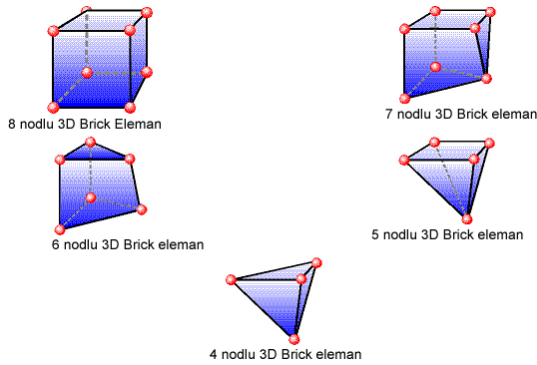


Şekil 19. Senaryo 6 trabeküler kemik modeli

Üst çene ön bölgede yeterli dayanma sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşan Tip 3 kemik bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmada

Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada yer alan homojen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde üst çeneği kemik oluşturuldu (28). Kortikal kemiğin kalınlığı 0,75 mm olarak belirlendi. Bu şekilde üst çene kortikal kemik ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler „Rhinoceros“ yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro programı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmaktadır.



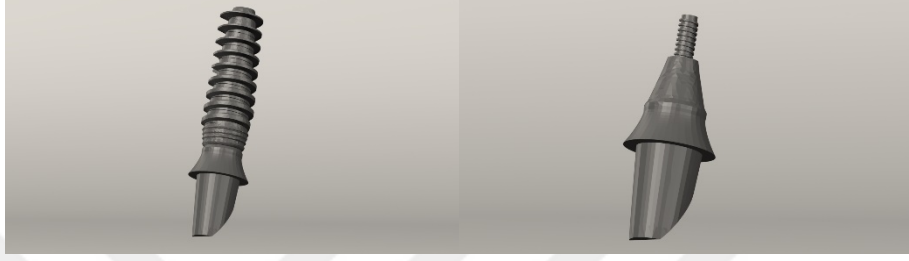
Şekil 20. Üç boyutlu sonlu elemanlar model analizinde kullanılan eleman yapıları

5.2.2. Çalışma Modellerinin Modellenmesi

İmplant ve abutmentlar üst ön bölge için uygun boyutlarda seçilmiş olup; implantlar 12 mm boy ve 4 mm çapında implant olarak belirlenmiştir. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı.



Şekil 21. Çalışmada modellenen abutment, alt yapı ve üst yapı modelleri



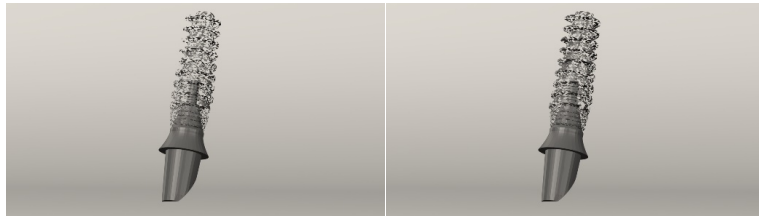
Şekil 22. Çalışmada modellenen abutment ve implant modelleri

Yaptığımız çalışmada; 6 farklı senaryoda, oblik ve yatay olmak üzere toplam 18 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

Senaryo 1: %25 Kemik – İmplant Kontaktlı Çalışma Modeli



Şekil 23. Titanyum abutment / PMMA üst yapı

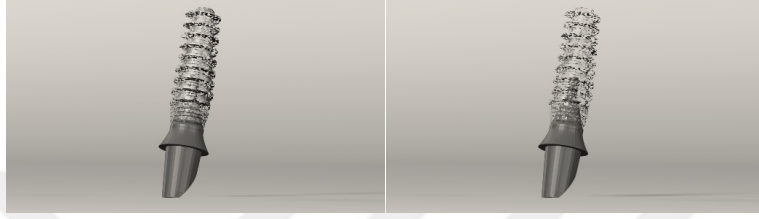


Şekil 24. %25 kemik kontaktı / %75 ara tabaka kontaktı

Senaryo 2: %50 Kemik – İmplant Kontaktlı Çalışma Modeli



Şekil 25. Titanyum abutment / PMMA üst yapı



Şekil 26. %50 kemik kontaktı / %50 ara tabaka kontaktı

Senaryo 3: %75 Kemik – İmplant Kontaktlı Çalışma Modeli

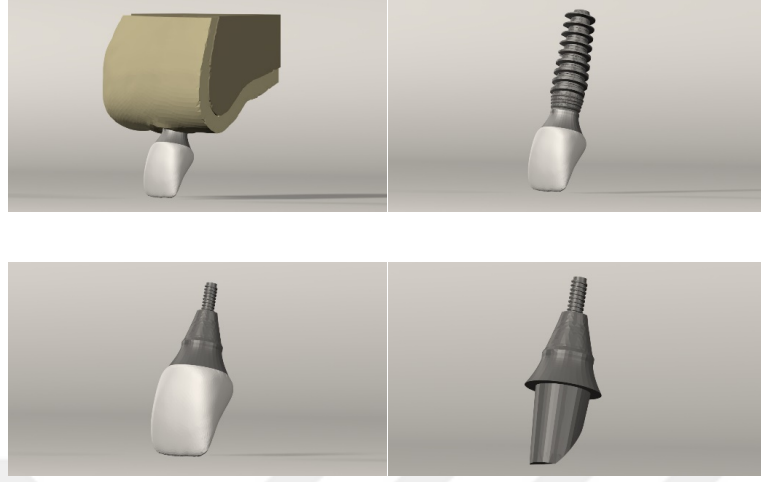


Şekil 27. Titanyum abutment / PMMA üst yapı



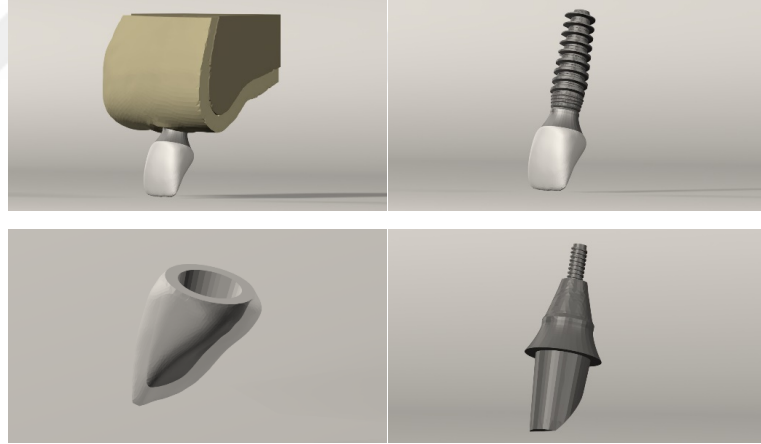
Şekil 28. %75 kemik kontaktı / %25 ara tabaka kontaktı

Senaryo 4: Hemen Yükleme Yapılmış İmplant Çalışma Modeli



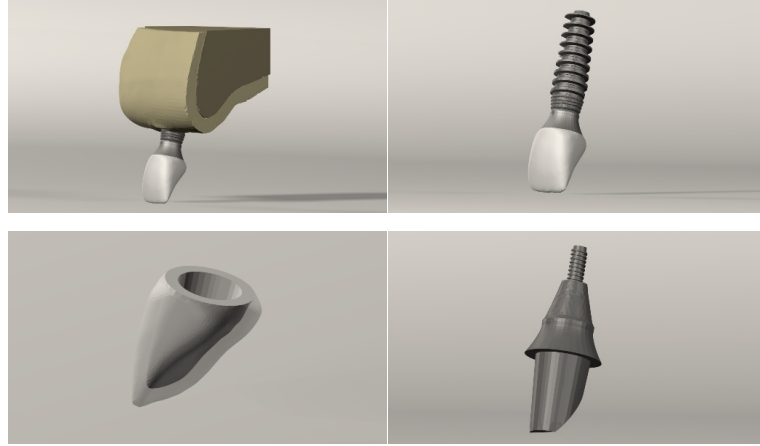
Şekil 29. Titanyum ve PEEK abutment / PMMA üst yapı

Senaryo 5: Osseointegre Olmuş İmplant Çalışma Modeli



Şekil 30. Titanyum ve zirkonya abutment / Zirkonya alt yapı feldspatik porselen

Senaryo 6: Osseointegre Olmuş İmplantın 2 mm Marjinal Kemik Kaybı Çalışma Modeli



Şekil 31. Titanyum ve zirkonya abutment / Zirkonya alt yapılı feldspatik porselen

5.3. Analiz Verilerinin Belirlenmesi

5.3.1. Materyal Özellikleri

Sonlu elemanlar analizi metodu yönteminde analizin doğruluğu materyalin özelliklerinin sisteme tam ve doğru aktarılması ile mümkün olabilmektedir. Kullanılan materyallerin özellikleri analizler sırasında yapı içerisindeki stres değerlerini ve dağılımlarını doğrudan etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, lineer ve elastik davranış özellikleri iki materyal sabiti ile karakterize edilir; elastisite modülü (Young's modülü) ve poisson oranı (Poisson's ratio). Programda katı cisim özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edildi.

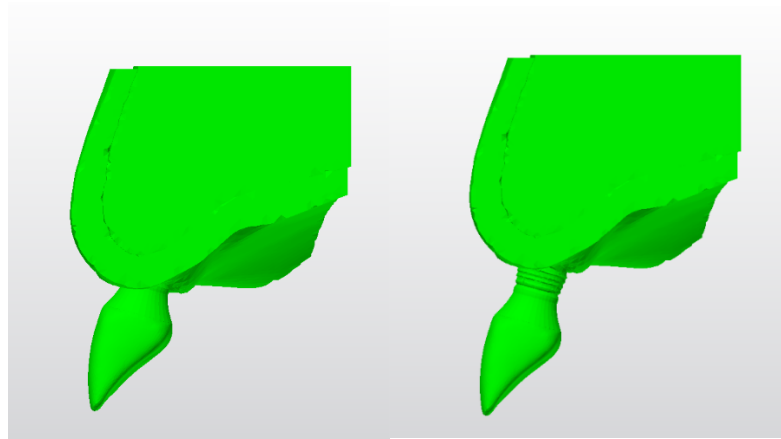
Çalışmada kullanılan materyallerin türleri, elastisite modüllerinin ve poisson oranlarının değerleri tablo 1'de gösterilmektedir (125,126,128-133).

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları

Ad	Elastik Modülü (GPa)	Poison Oranı
Titanyum İmplant	110	0,35
Trabeküler Kemik	1,37	0,3
Kortikal Kemik	13,7	0,3
Ara Tabaka	Bony Tissue: 2,4 Soft Tissue: 0,07	0.3
Titanyum Abutment	110	0,35
PEEK Abutment	4,10	0,4
Zirkonya Abutment	200	0,31
PMMA	3	0.35
Zirkonya Alt Yapı	200	0,31
Feldspatik Porselen	82,8	0,35

5.3.2. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

Modeller geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 32. Rhino'dan yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor Fempro yazılımına ‘.stl’ şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor Fempro yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi.

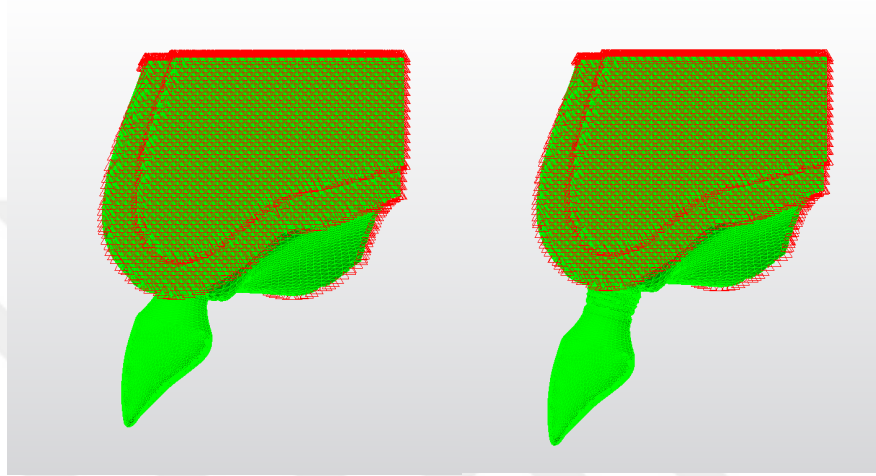
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

Tablo 2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Senaryolar	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Senaryo 1	318978	63789
Senaryo 2	318962	63789
Senaryo 3	318773	63787
Senaryo 4	304423	65781
Senaryo 5	302407	63764
Senaryo 6	291276	61666

5.3.3. Sınır Koşulları

Sınır koşulları oluşturulurken model, maksilla kesildiği bölgelerden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellenerek sabitlendi, düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi.

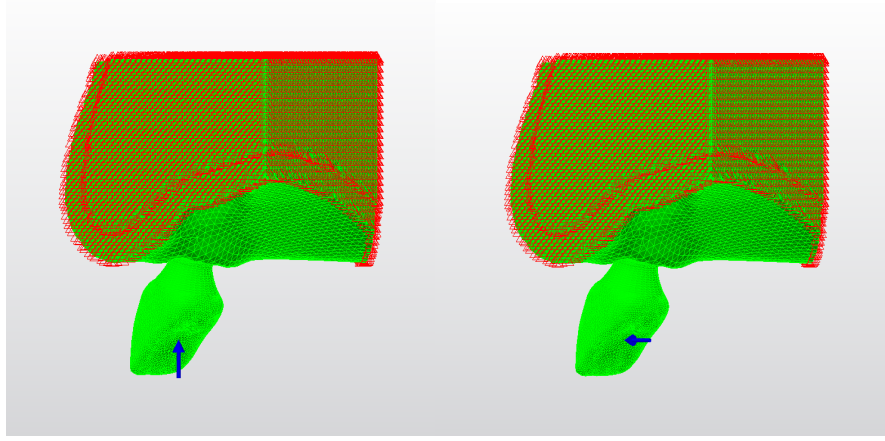


Şekil 33. Modellerin sabitlendiği noktalar

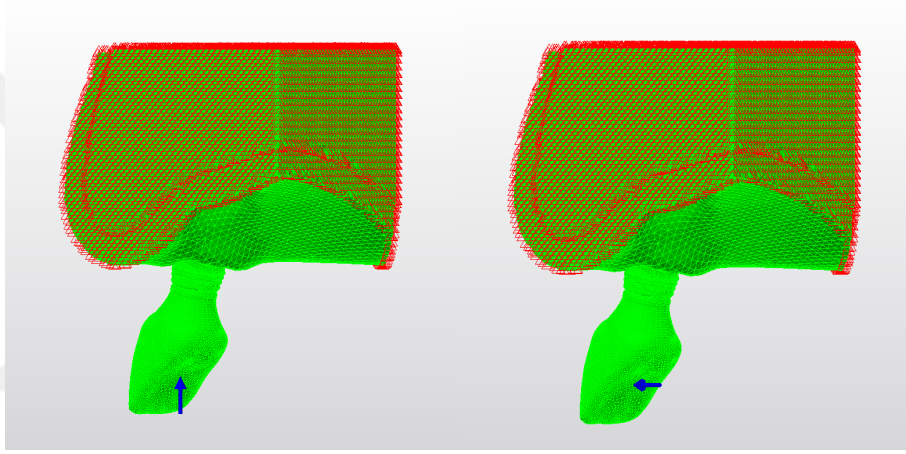
5.3.4. Yükleme Koşulları

Çalışmada, iki farklı ısırma kuvveti uygulandı. Bu kuvvetler; implantın uzun ekseni doğrultusuna dik olan yatay ısırma kuvveti (F_y) ve implantın uzun ekseniyle 30 derecelik açı yapan oblik ısırma kuvveti (F_o)'dır. Oblik yük miktarı 178 N ve horizontal yük miktarı 25,5 N olarak uygulandı (128,134). Yükler singulumun üzerinden uygulandı. Bu ısırma kuvvetlerinin büyüklükleri arasındaki oran, Koolstra ve arkadaşlarının çalışmasına göre saptandı (135).

$$F_y : F_o = 1 : 7$$



Şekil 34. Senaryo 1-2-3-4-5 oblik ve yatay yüklerin uygulama yönü

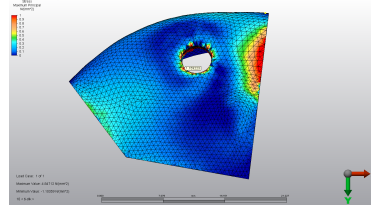


Şekil 35. Senaryo 6 oblik ve yatay yüklerin uygulama yönü

6. BULGULAR

Çalışmada; 6 farklı senaryoda; toplam 18 modelde yatay ve oblik olmak üzere iki farklı yükleme altında, kortikal kemikte, trabeküler kemikte, implant ve abutmentlarda, alt yapılarda ve veneerlerde oluşan çekme stresleri, basma ve Von Mises stresleri değerlendirildi. Analiz sonuçlarında; artı değerler çekme streslerini ve Von Mises streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlarda belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle sunuldu. En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerin yükleme altındaki dayanımını belirlemek açısından önemlidir. İnsan kortikal kemiğinin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri için 100 MPa, basma stresleri için ise 173 MPa'dır. Trabeküler kemiğin stresler karşısındaki dayanım kapasitesi daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir (136,137). Titanyum materyalinin dayanım kapasitesi 550 MPa olarak bildirilmiştir (137). Zirkonya ise bükülme direnci 900-1.200 MPa arasında değişen yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir (47). PEEK materyalinin dayanım kapasitesi ise 110-138 MPa arasında değişmektedir (138). Çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin, kullanılan materyallerin dayanım kapasitesini aşmadığı belirlendi.

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



Şekil 36. Sabit skalanın ve skala aralığının gösterimi

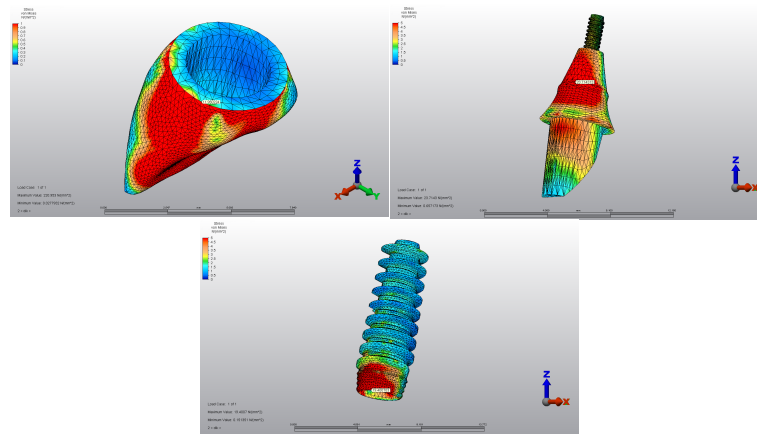
Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, çekme stresleri ve Von Mises stres değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerler ile gösterilmektedir. Ancak basma streslerinin mutlak değeri kullanılmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir.

6.1. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

6.1.1. Senaryo 1 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.1.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 11,950 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 23,714 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 19,400 MPa olarak ölçülmüştür.

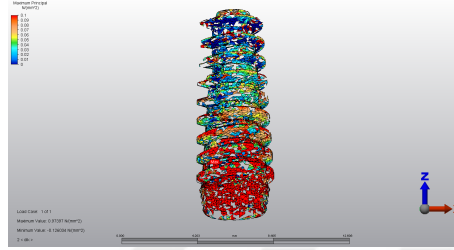


Şekil 37. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.1.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- **%25 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

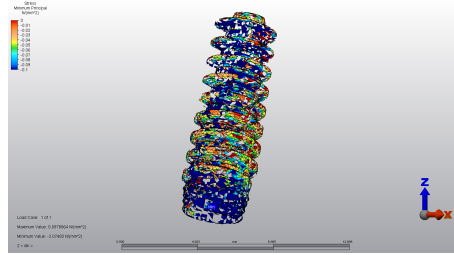
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,973 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 38. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%25 kemik teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

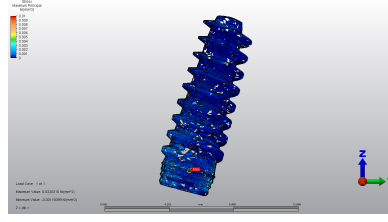
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -2,074 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 39. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

- **%75 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

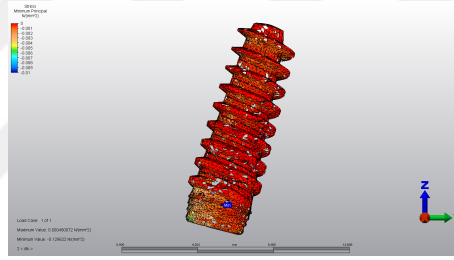
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,022 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 40. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%75 yumuşak doku teması olan modelde minumum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minumum asal gerilme değeri -0,129 MPa olarak ölçülmüştür.

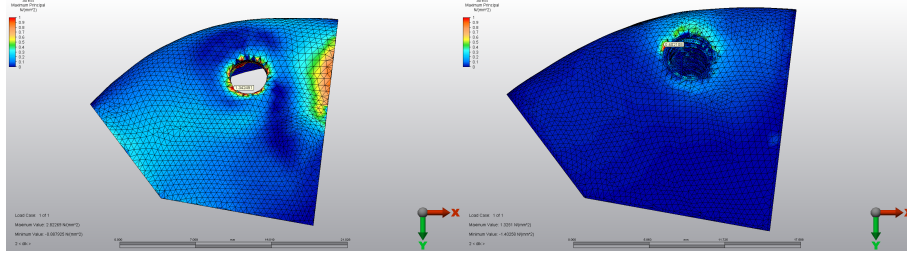


Şekil 41. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri

6.1.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

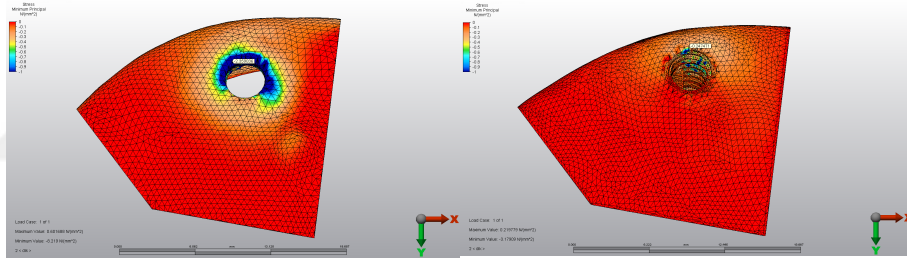
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 2,822 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,325 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 42. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -8,219 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -3,179 MPa olarak ölçülmüştür.

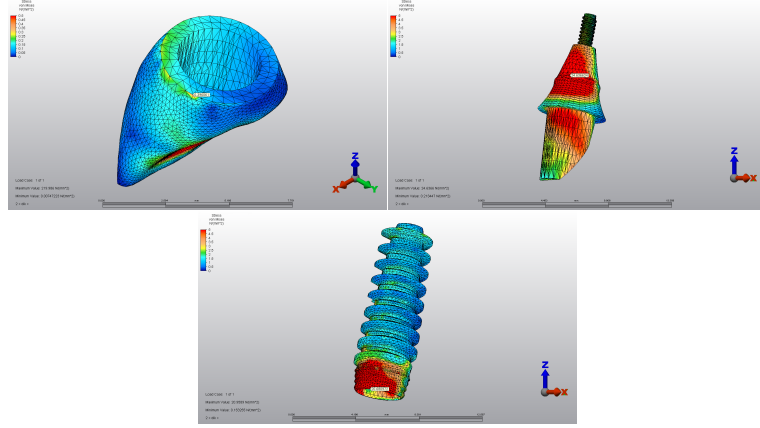


Şekil 43. Senaryo 1 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.2. Senaryo 2 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.2.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,396 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 24,636 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 20,958 MPa olarak ölçülmüştür.

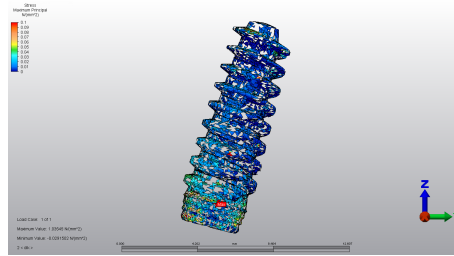


Şekil 44. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

5.1.2.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- **%50 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

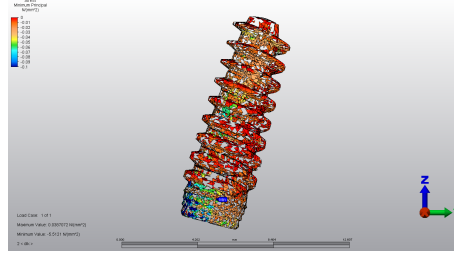
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 1,035 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 45. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%50 kemik teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

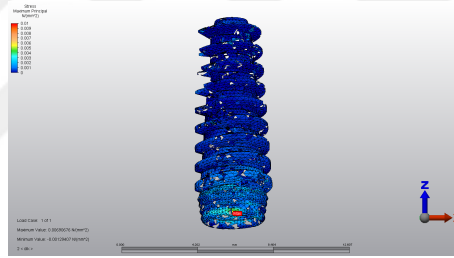
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -5,512 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 46. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

- **%50 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

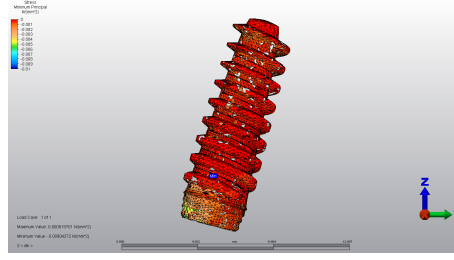
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,006 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 47. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%50 yumuşak doku teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -0,009 MPa olarak ölçülmüştür.

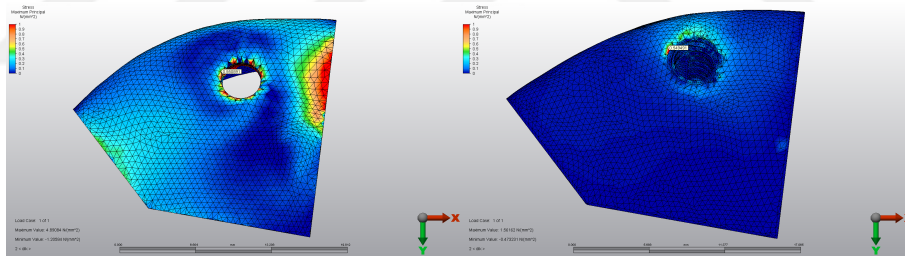


Şekil 48. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

6.1.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

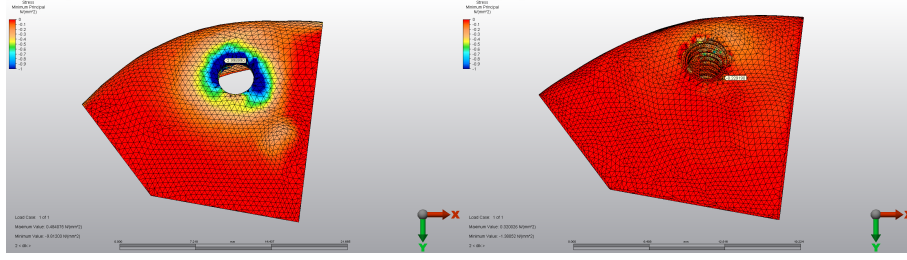
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 4,890 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,561 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 49. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -9,812 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,380 MPa olarak ölçülmüştür.

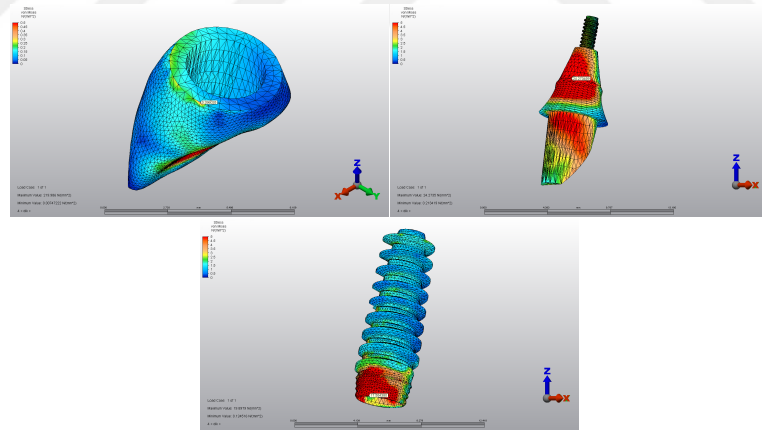


Şekil 50. Senaryo 2 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.3. Senaryo 3 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.3.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,396 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 24,273 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri 19,897 MPa olarak ölçülmüştür.

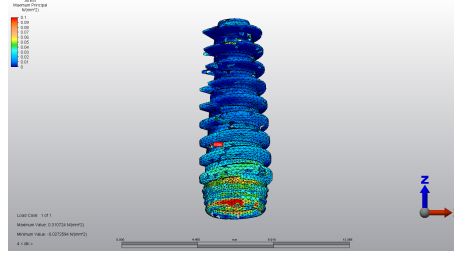


Şekil 51. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.3.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- **%75 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

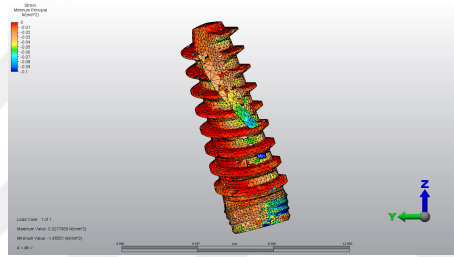
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,310 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 52. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%75 kemik teması olan modelde mininum asal gerilme bulguları**

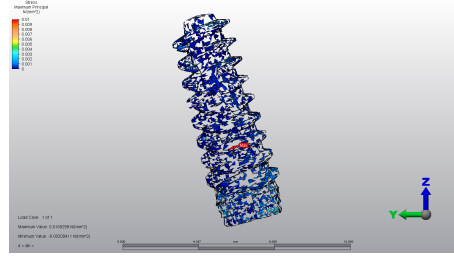
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan mininum asal gerilme değeri -1,455 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 53. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan mininum asal gerilim değeri

- **%25 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

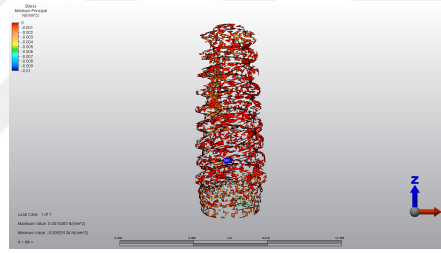
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,016 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 54. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%25 yumuşak doku teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -0,009 MPa olarak ölçülmüştür.

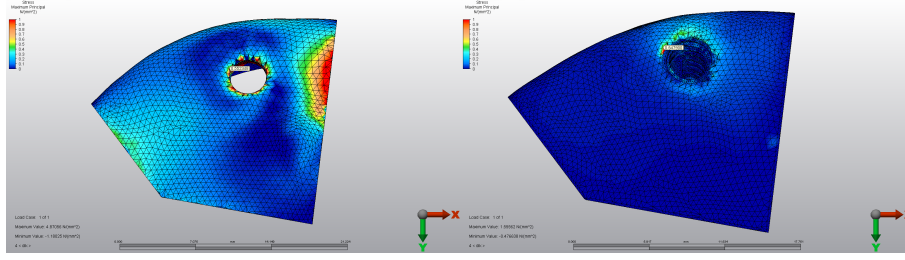


Şekil 55. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

6.1.3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

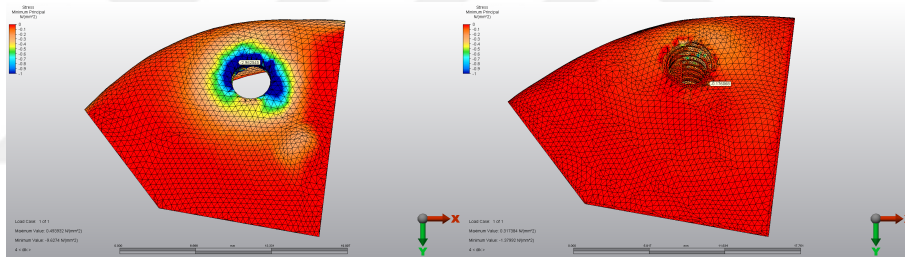
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 4,870 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,555 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 56. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -9,627 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,379 MPa olarak ölçülmüştür.



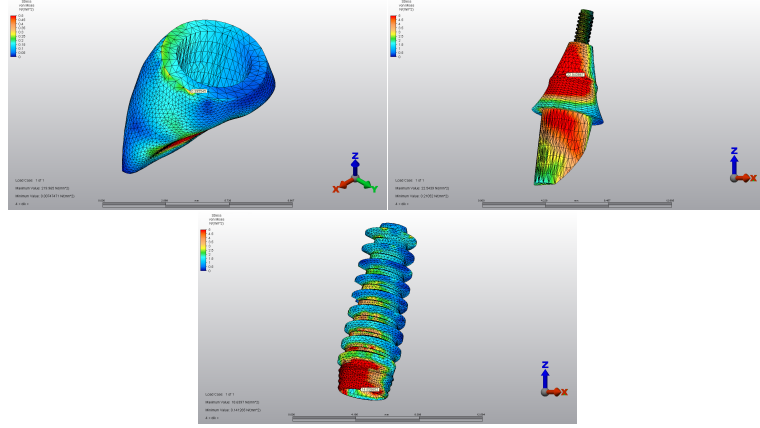
Şekil 57. Senaryo 3 oblik yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.4. Senaryo 4 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.4.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.1.4.1.1. Titanyum Grubu

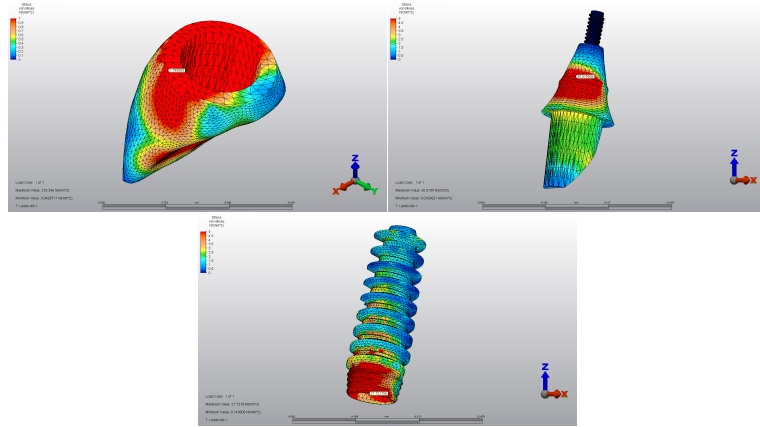
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,395 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 22,543 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 18,639 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 58. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.4.1.2. PEEK Grubu

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda PEEK grubunda, üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 1,799 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 30,079 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 27,721 MPa olarak ölçülmüştür.



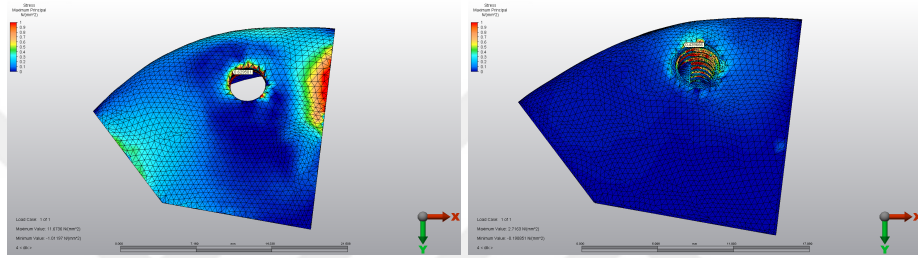
Şekil 59. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.1.4.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

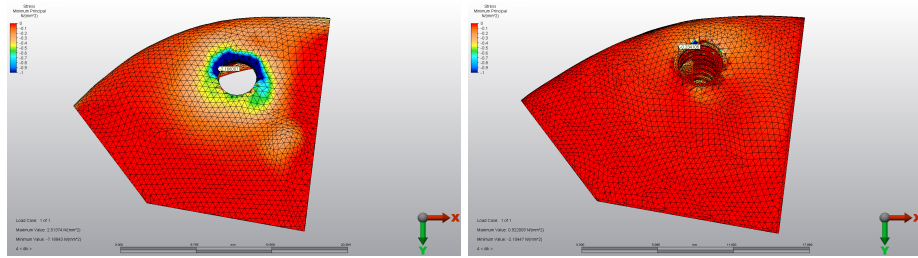
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 11,673 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 2,716 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 60. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -7,188 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -2,104 MPa olarak ölçülmüştür.

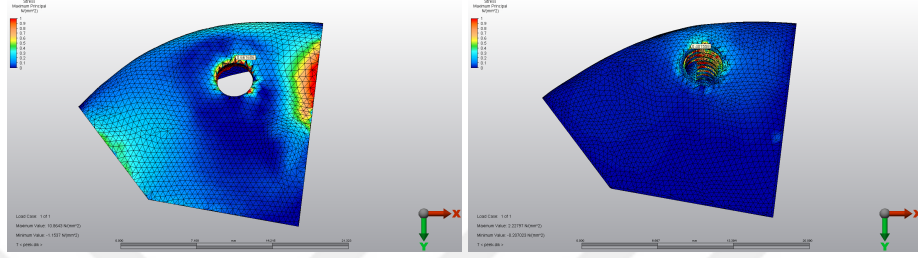


Şekil 61. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.4.2.2. PEEK Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

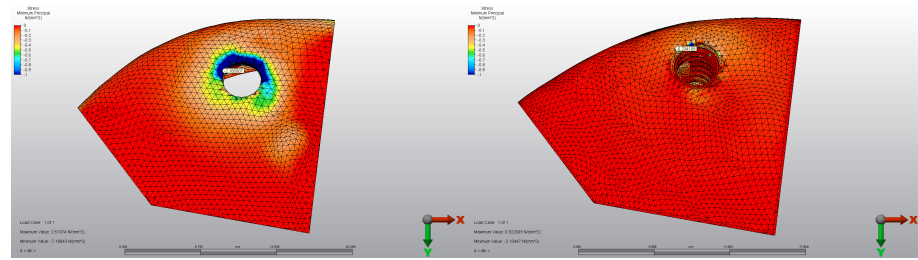
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 10,864 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 2,227 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 62. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda PEEK grubunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -7,345 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -2,019 MPa olarak ölçülmüştür.



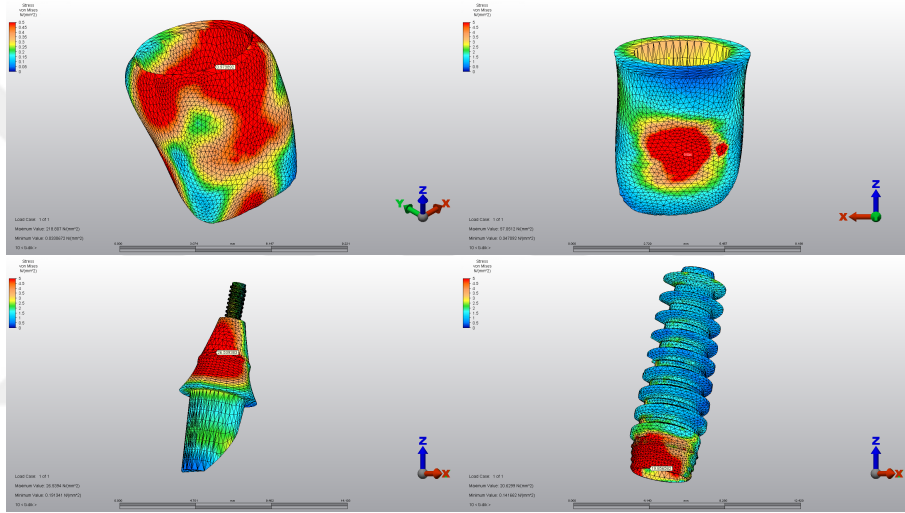
Şekil 63. Senaryo 4 oblik yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.5. Senaryo 5 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.5.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.1.5.1.1. Titanyum Grubu

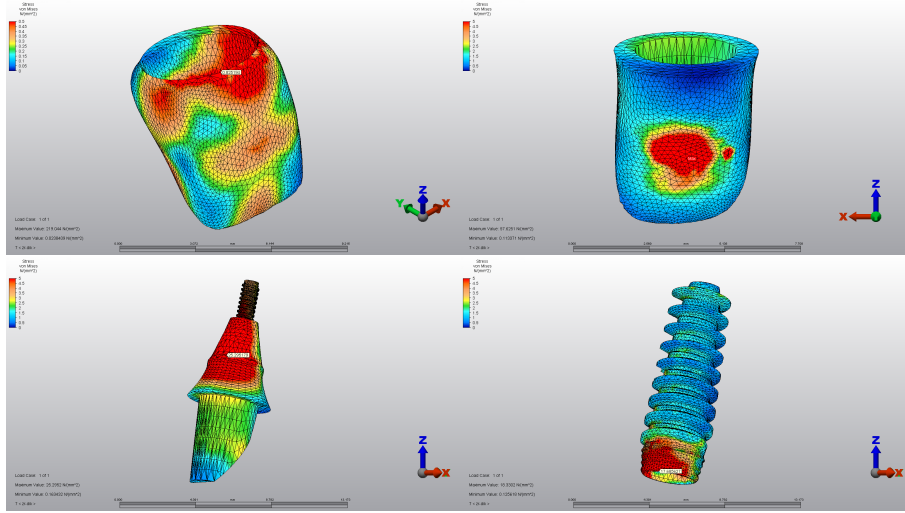
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,973 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 57,051, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 26,539 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 20,629 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 64. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.5.1.2. Zirkonya Grubu

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,825 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 57,625 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 25,295 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 18,330 MPa olarak ölçülmüştür.



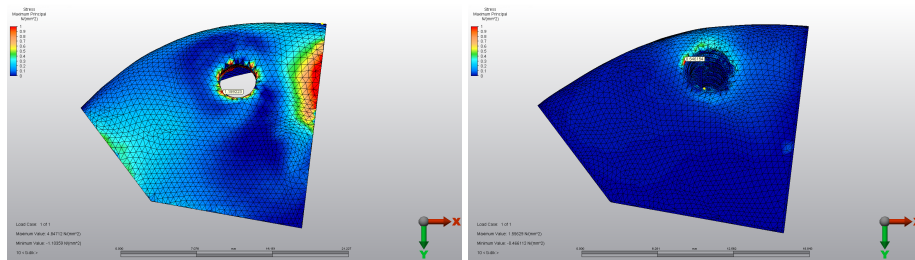
Şekil 65. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.1.5.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

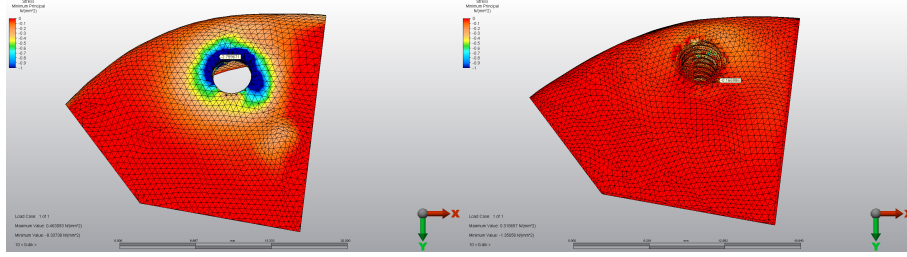
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 4,847 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,556 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 66. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -8,337 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,350 MPa olarak ölçülmüştür.

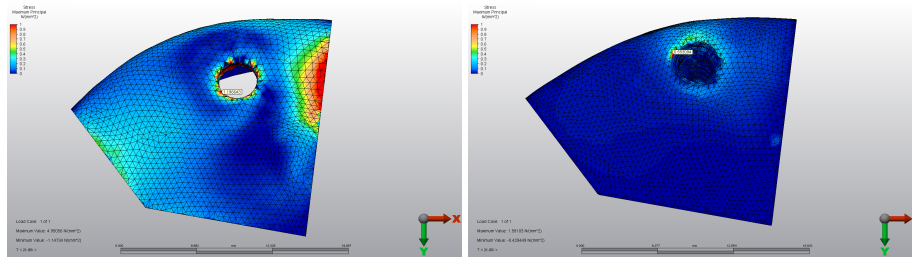


Şekil 67. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.5.2.2. Zirkonya Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 4,950 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,581 MPa olarak ölçülmüştür.

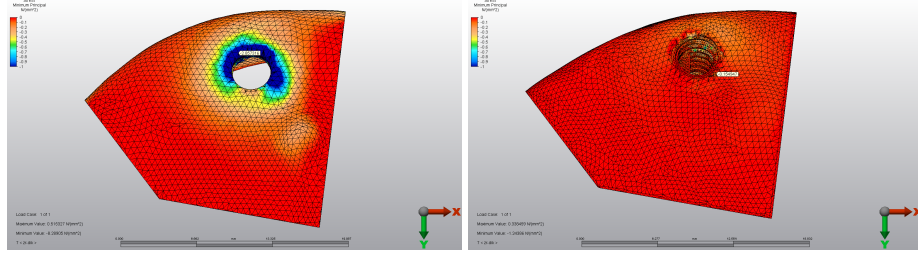


Şekil 68. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte

minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -8,289 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,243 MPa olarak ölçülmüştür.



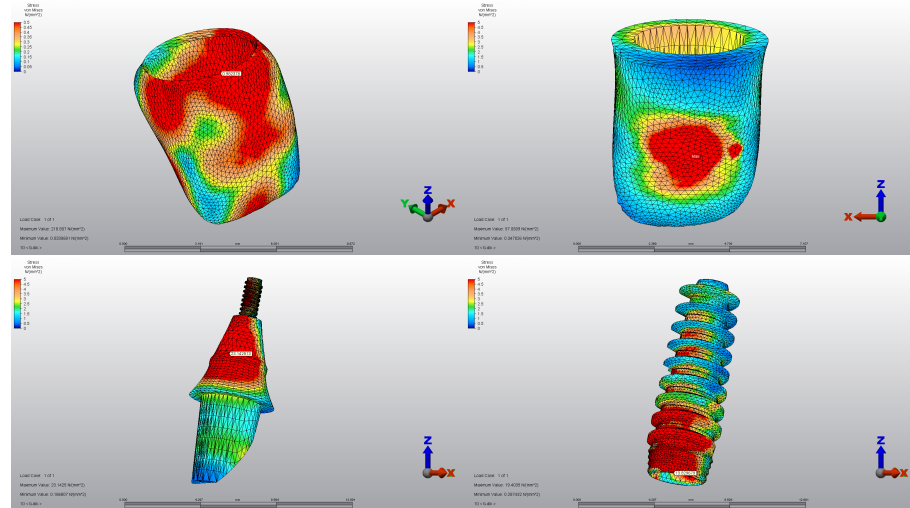
Şekil 69. Senaryo 5 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.6. Senaryo 6 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.1.6.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.1.6.1.1. Titanyum Grubu

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,982 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 57,050 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 23,142 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 19,403 MPa olarak ölçülmüştür.

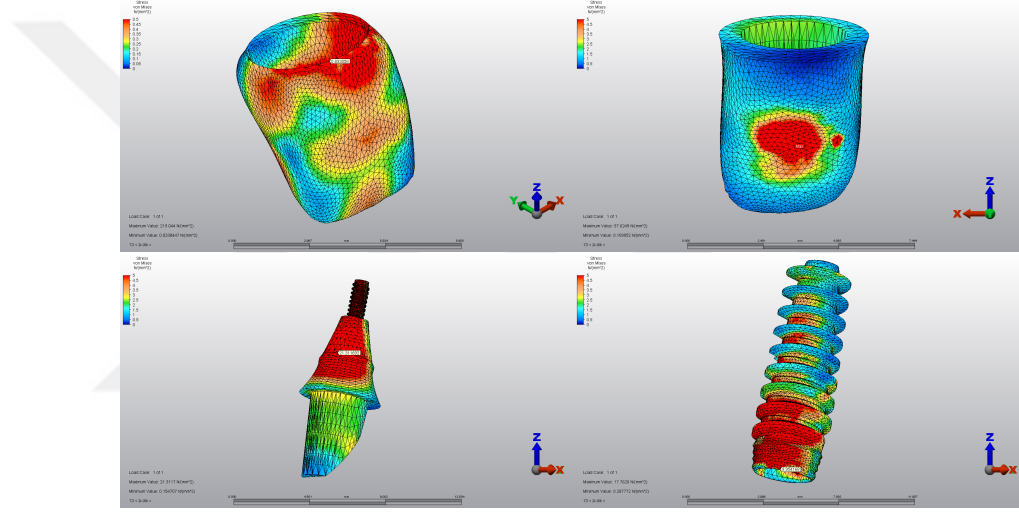


Şekil 70. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve

implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.6.1.2. Zirkonya Grubu

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 0,833 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 57,624 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 21,311 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 17,762 MPa olarak ölçülmüştür.



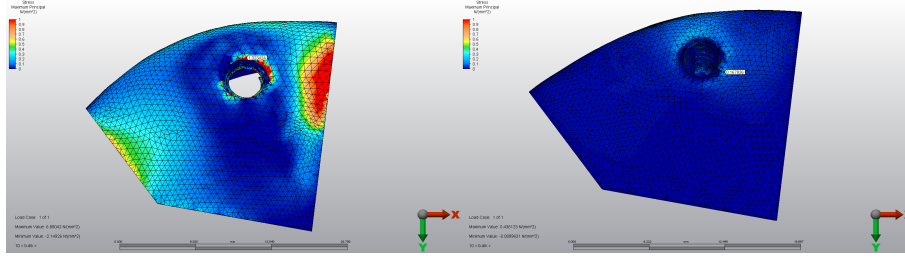
Şekil 71. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda feldspatik veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.1.6.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.1.6.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

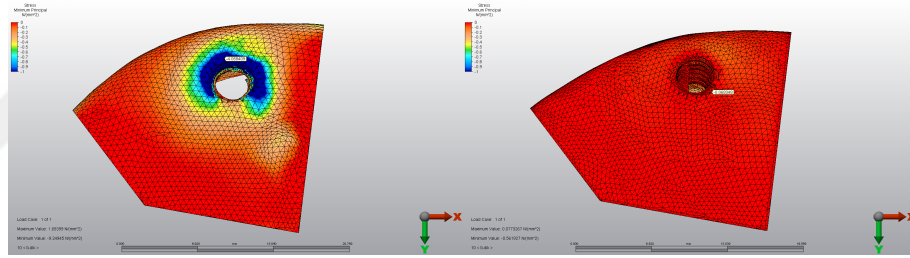
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 6,880 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 0,431 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 72. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -9,249 MPa, trabeküler kemikte minumum asal gerilme -0,561 MPa olarak ölçülmüştür.

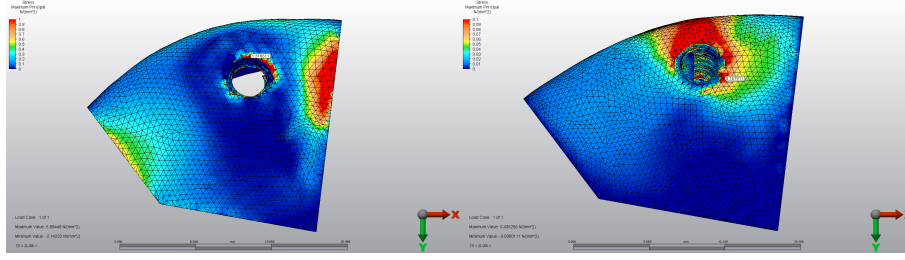


Şekil 73. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.1.6.2.2. Zirkonya Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

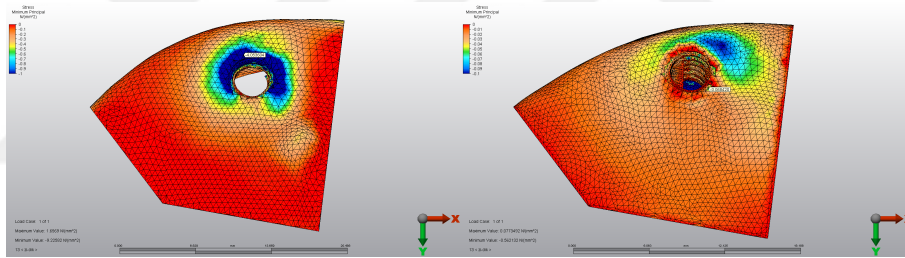
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 6,884 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 0,436 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 74. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -9,225 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -0,562 MPa olarak ölçülmüştür.



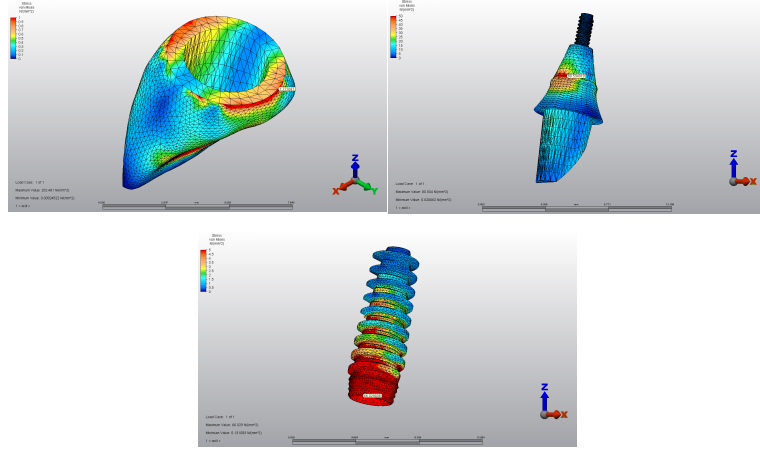
Şekil 75. Senaryo 6 oblik yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2. Yatay Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

6.2.1. Senaryo 1 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.1.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 1,777 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 80,534 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 66,029 MPa olarak ölçülmüştür.

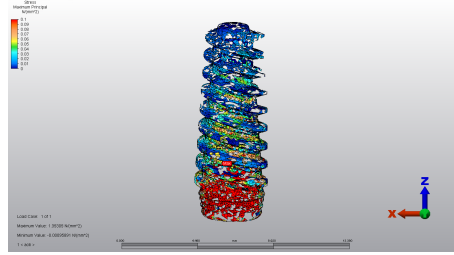


Şekil 76. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.1.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- **%25 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

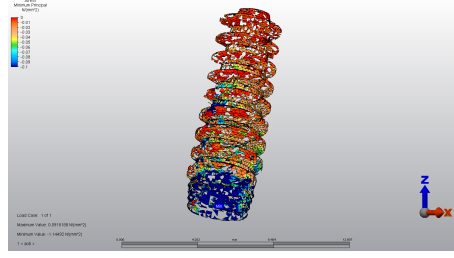
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 1,353 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 77. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%25 kemik teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

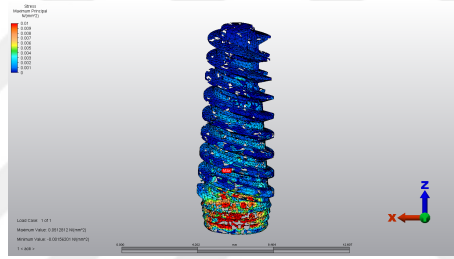
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -1,144 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 78. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %25 kemik teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

- **%75 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

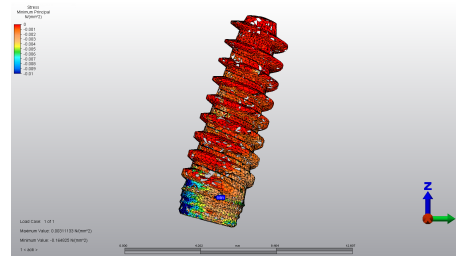
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,051 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 79. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%75 yumuşak doku teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -0,164 MPa olarak ölçülmüştür.



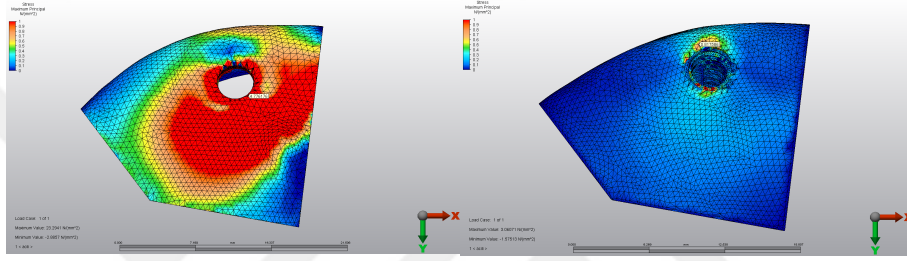
Şekil 80. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda implantın %75 yumuşak doku teması sonucunda oluşan

minumum asal gerilim değeri

6.2.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

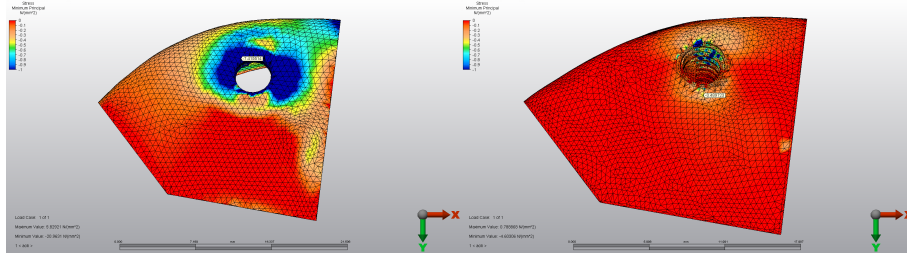
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 23,294 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 3,060 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 81. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -20,963 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -4,603 MPa olarak ölçülmüştür.

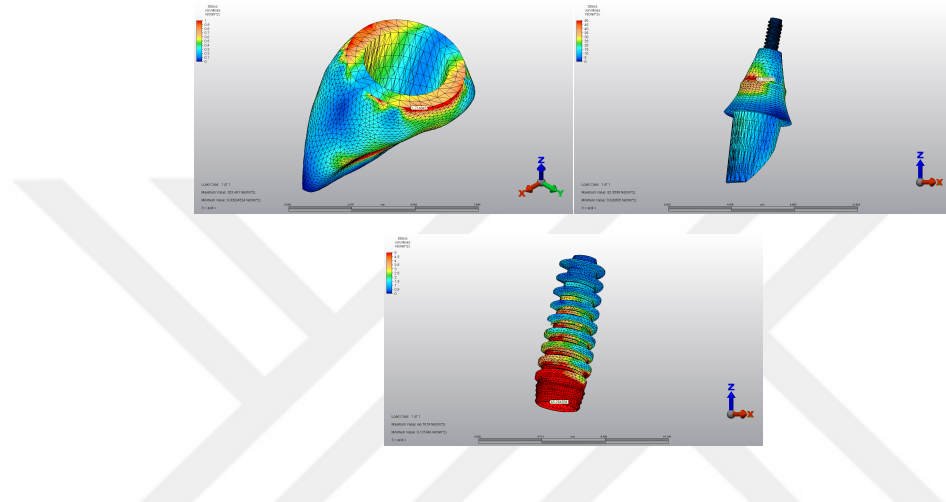


Şekil 82. Senaryo 1 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.2. Senaryo 2 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.2.1. Üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres bulguları

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 1,714 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 82,359 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 66,701 MPa olarak ölçülmüştür.

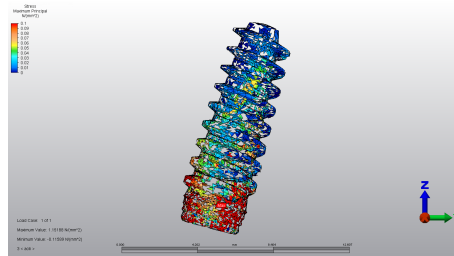


Şekil 83. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.2.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- **%50 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 1,151 MPa olarak ölçülmüştür.

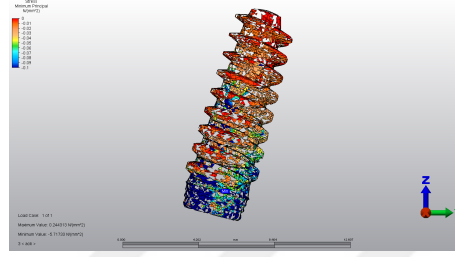


Şekil 84. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan maksimum

asal gerilim değeri

- **%50 kemik teması olan modelde minumum asal gerilme bulguları**

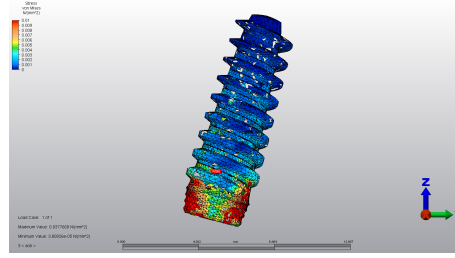
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minumum asal gerilme değeri -5,717 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 85. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 kemik teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri

- **%50 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

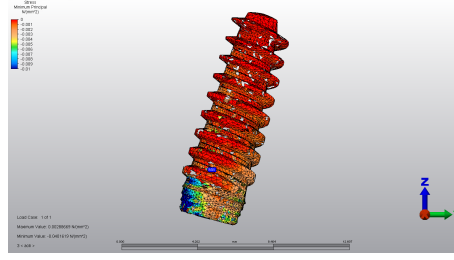
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,037 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 86. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%50 yumuşak doku teması olan modelde minumum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minumum asal gerilme değeri -0,040 MPa olarak ölçülmüştür.

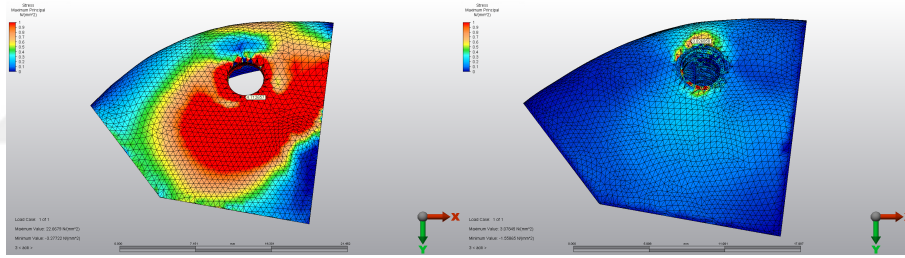


Şekil 87. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

6.2.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

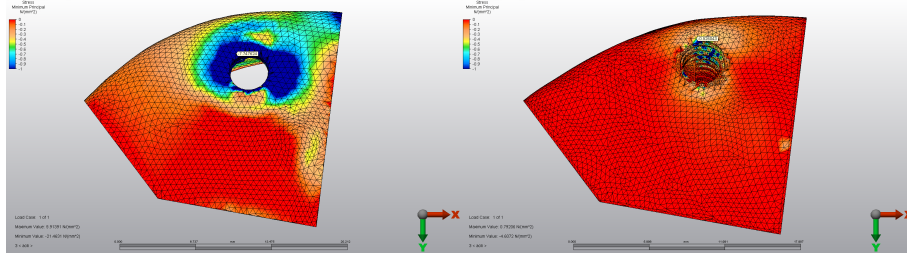
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 22,667 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 3,078 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 88. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -21,463 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -4,607 MPa olarak ölçülmüştür.

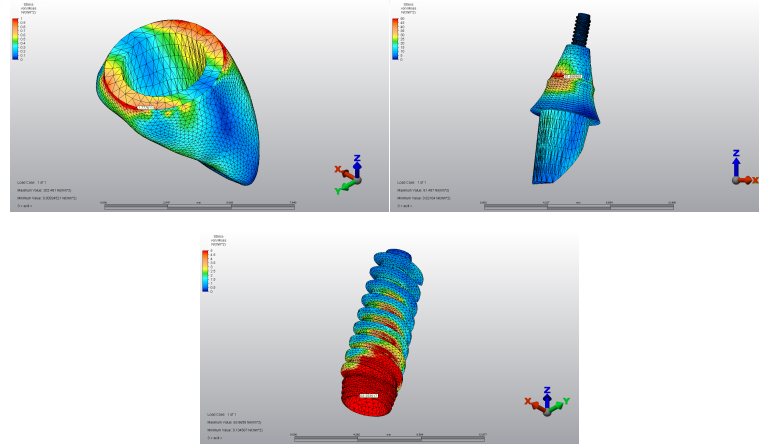


Şekil 89. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.3. Senaryo 3 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.3.1. Üst Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 1,777 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 81,487 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 63,865 MPa olarak ölçülmüştür.

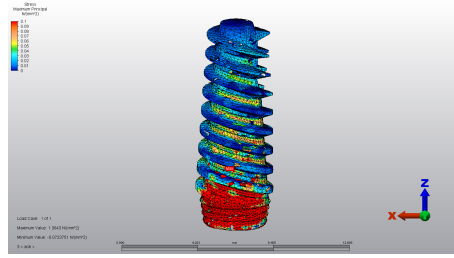


Şekil 90. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.3.2. Ara Tabakada Oluşan Stres Bulguları

- %75 kemik teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları

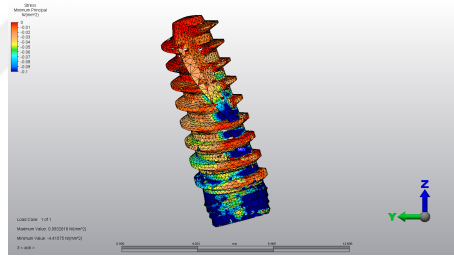
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 1,364 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 91. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%75 kemik teması olan modelde minumum asal gerilme bulguları**

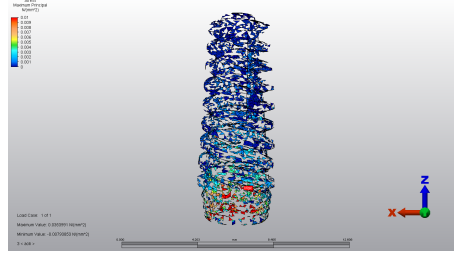
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minumum asal gerilme değeri -4,410 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 92. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %75 kemik teması sonucunda oluşan minumum asal gerilim değeri

- **%25 yumuşak doku teması olan modelde maksimum asal gerilme bulguları**

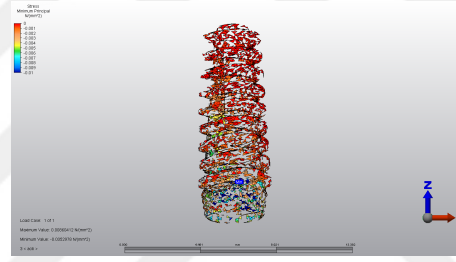
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın yivlerinin başladığı bölgede oluşan maksimum asal gerilme değeri 0,035 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 93. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda implantın %25 yumuşak doku teması sonucunda oluşan maksimum asal gerilim değeri

- **%25 yumuşak doku teması olan modelde minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda implantın boyun bölgesinde oluşan minimum asal gerilme değeri -0,035 MPa olarak ölçülmüştür.

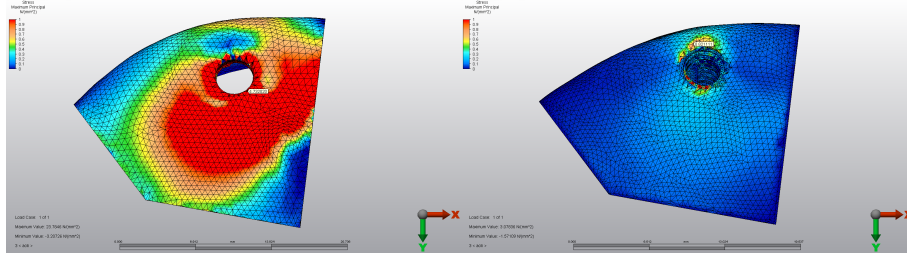


Şekil 94. Senaryo 2 yatay yükleme sonucunda implantın %50 yumuşak doku teması sonucunda oluşan minimum asal gerilim değeri

6.2.3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

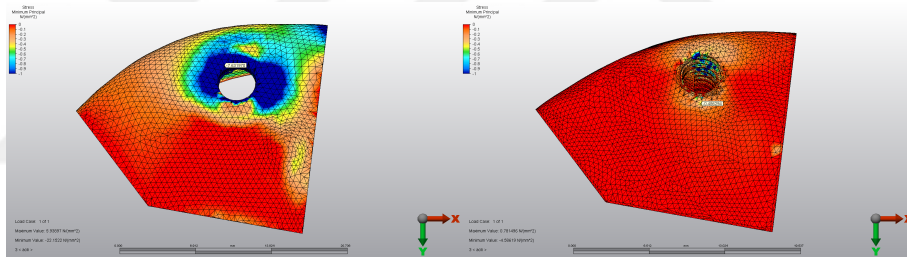
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 23,784 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 3,078 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 95. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında $-22,152$ MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme $-4,586$ MPa olarak ölçülmüştür.



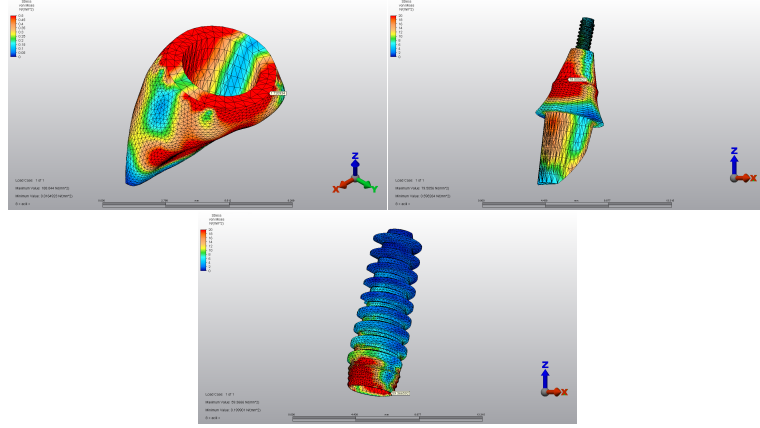
Şekil 96. Senaryo 3 yatay yükleme sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.4. Senaryo 4 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.4.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.2.4.1.1. Titanyum Grubu

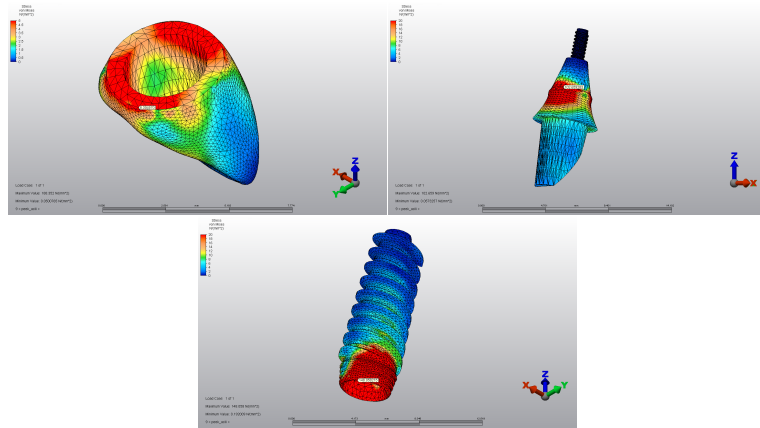
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta $1,720$ MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde $79,505$ MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde $59,366$ MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 97. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.4.1.2. PEEK Grubu

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda PEEK grubunda, üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 8,304 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 102,659 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 148,058 MPa olarak ölçülmüştür.



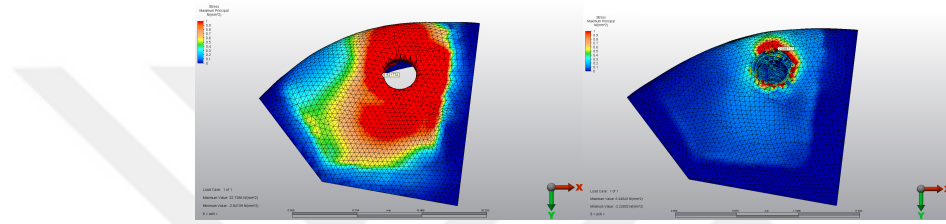
Şekil 98. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda üst yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.4.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.2.4.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

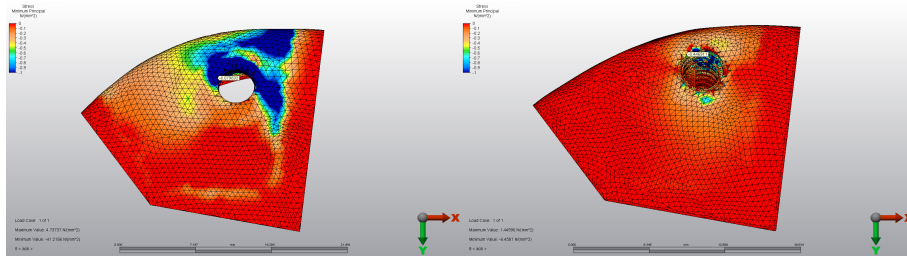
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 32,728 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 6,245 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 99. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -41,218 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -6,458 MPa olarak ölçülmüştür.

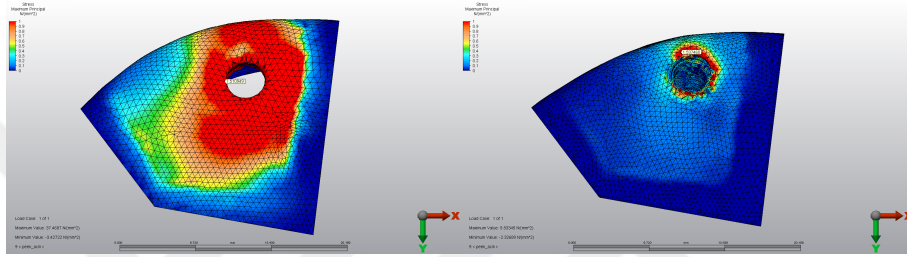


Şekil 100. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.4.2.2. PEEK Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

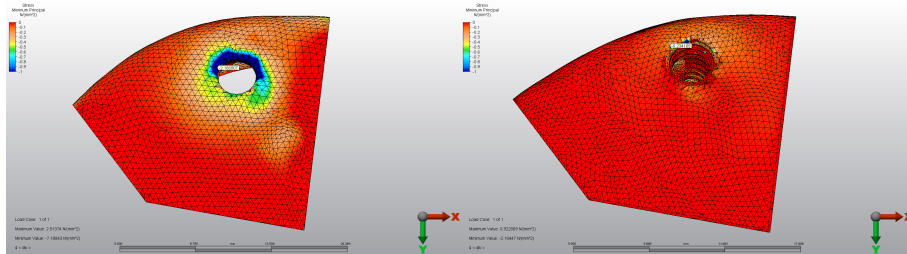
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda PEEK grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda 37,468 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 5,533 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 101. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda PEEK grubunda oluşan kortikal kemikte minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda -56,819 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -6,759 MPa olarak ölçülmüştür.



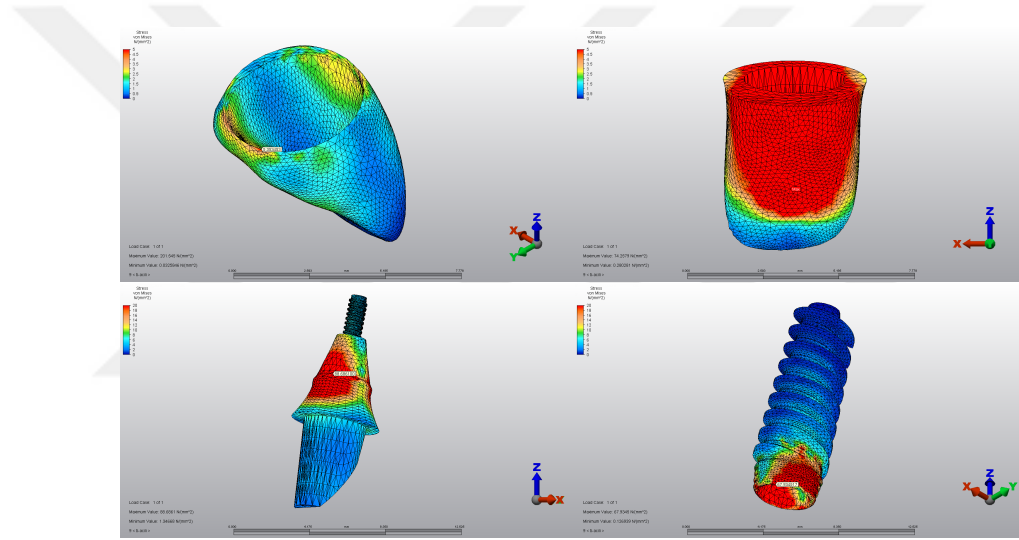
Şekil 102. Senaryo 4 yatay yükleme sonucunda PEEK grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.5. Senaryo 5 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.5.1. Üst yapıda, Alt Yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.2.5.1.1. Titanyum Grubu

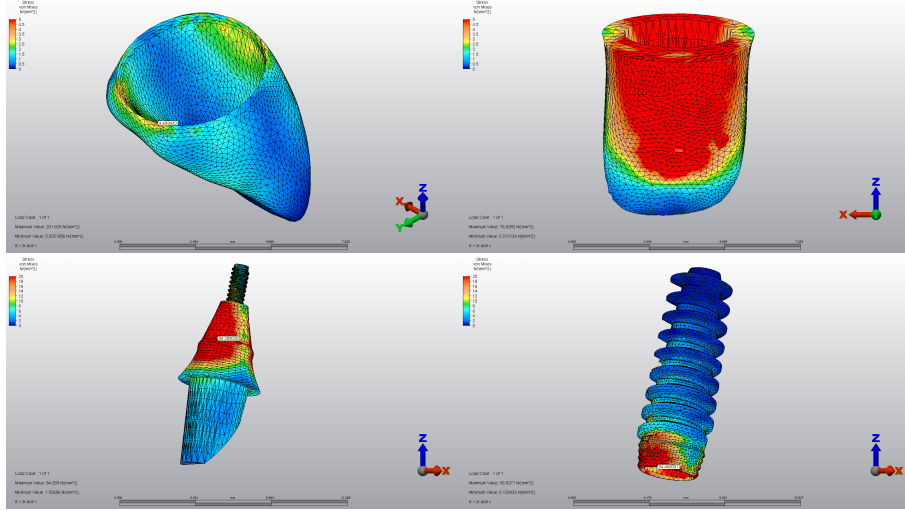
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 5,353 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 74,257 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 88,686 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 67,934 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 103. Senaryo 5'yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.5.1.2. Zirkonya Grubu

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 4,699 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 76,839 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 84,289 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 56,837 MPa olarak ölçülmüştür.



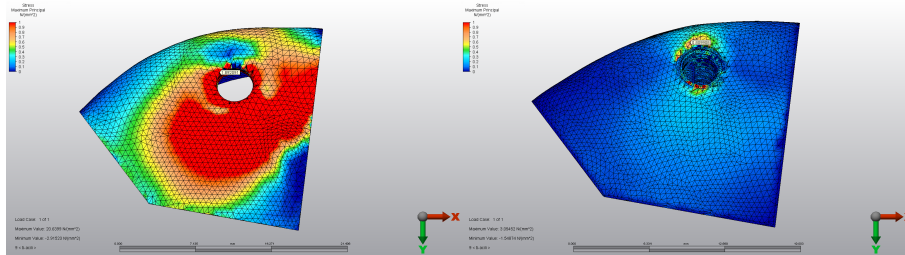
Şekil 104. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda üst yapıda, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.5.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.2.5.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

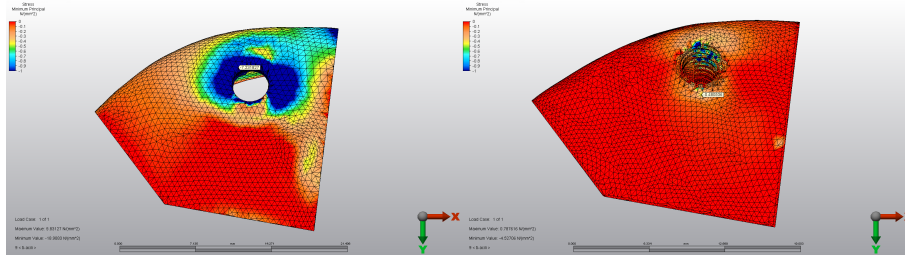
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri 20,639 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 3,054 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 105. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -18,908 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -4,527 MPa olarak ölçülmüştür.

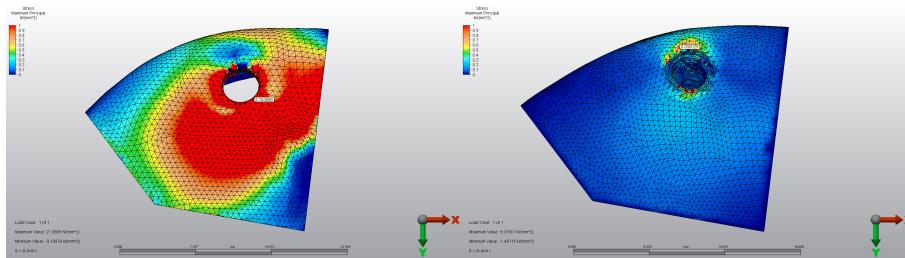


Şekil 106. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.5.2.2. Zirkonya Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri 21,080 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 3,015 MPa olarak ölçülmüştür.

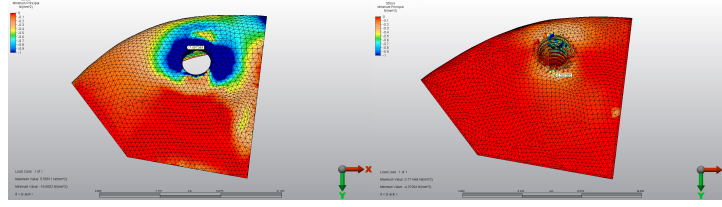


Şekil 107. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte

minimum oluşan asal gerilme değeri -18,600 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -4,372 MPa olarak ölçülmüştür.



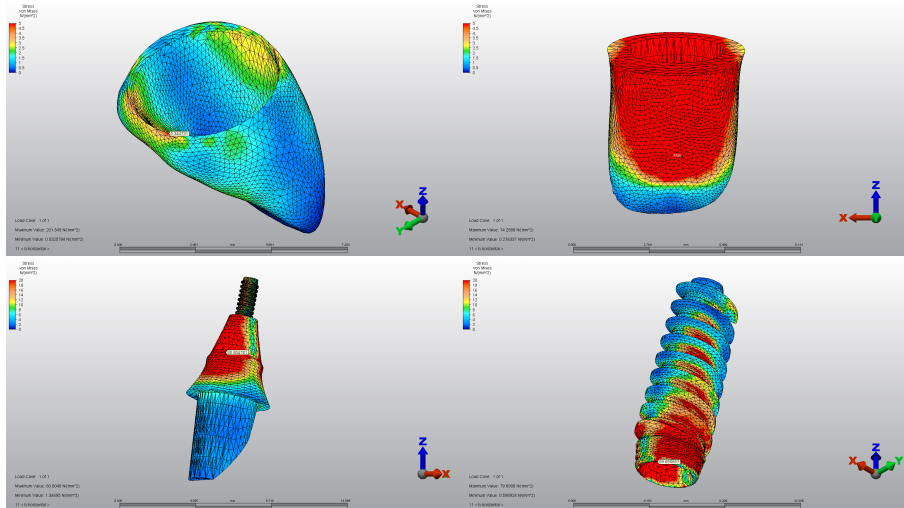
Şekil 108. Senaryo 5 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.6. Senaryo 6 Modeli İçin Elde Edilen Bulgular

6.2.6.1. Üst yapıda, Abutmentta ve İmplantta Oluşan Von Mises Stres Bulguları

6.2.6.1.1. Titanyum Grubu

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 5,344 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 74,258 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 80,804 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 79,890 MPa olarak ölçülmüştür.

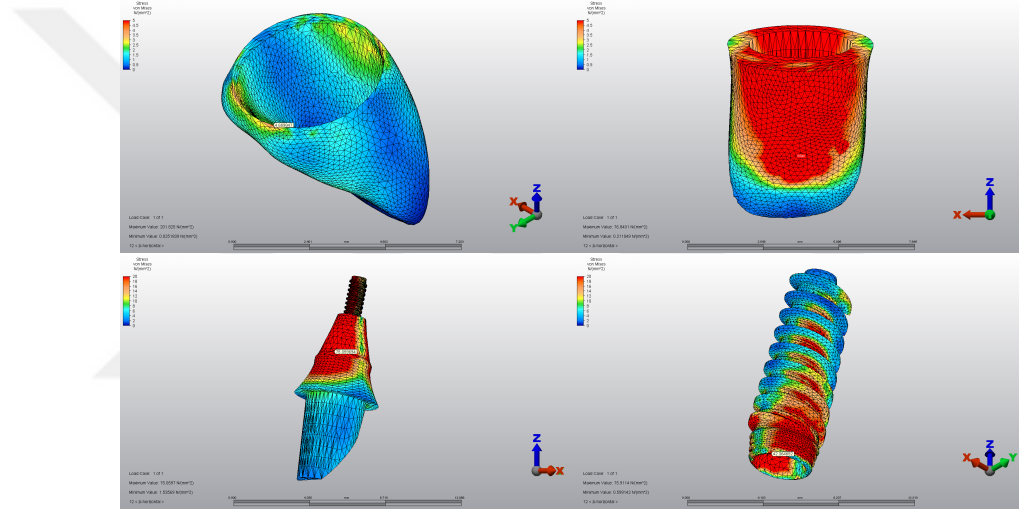


Şekil 109. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda veneerde, alt yapıda, abutmentta ve

implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.6.1.2. Zirkonya Grubu

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda, feldspatik veneerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri basamakta 4,689 MPa, zirkonya alt yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri 76,840 MPa, abutmentta oluşan maksimum Von Mises stres değeri labial yüzeyde 75,059 MPa, titanyum implantta oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde 75,911 MPa olarak ölçülmüştür.



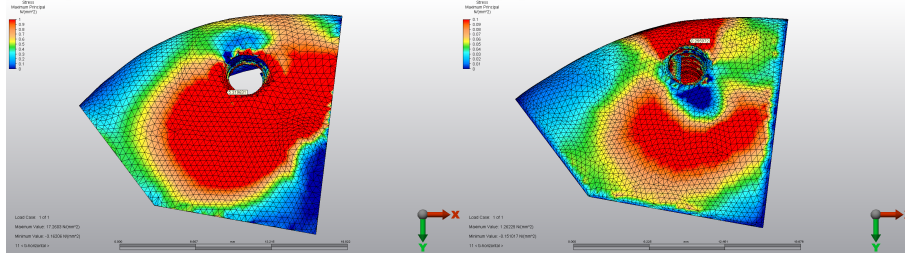
Şekil 110. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda feldspatik veneerde, alt yapıda, abutmentta ve implantta oluşan Von Mises stres dağılımı

6.2.6.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Stres Bulguları

6.2.6.2.1. Titanyum Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

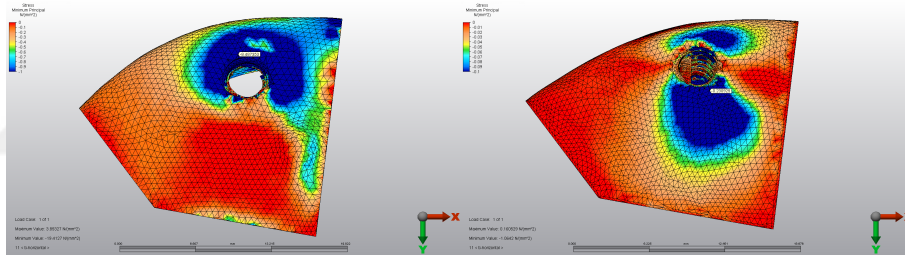
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda titanyum grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 17,260 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,262 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 111. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında -19,412 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,064 MPa olarak ölçülmüştür.

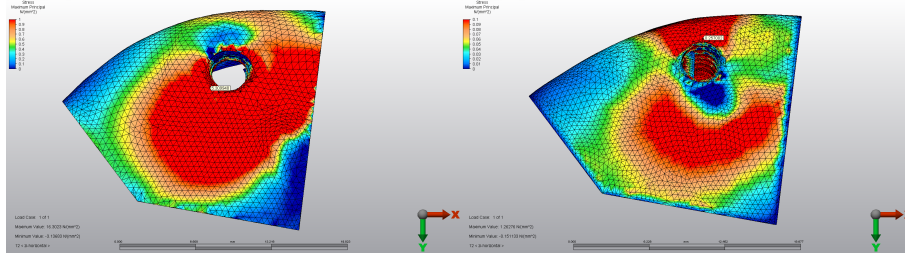


Şekil 112. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda titanyum grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.2.6.2.2. Zirkonya Grubu

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

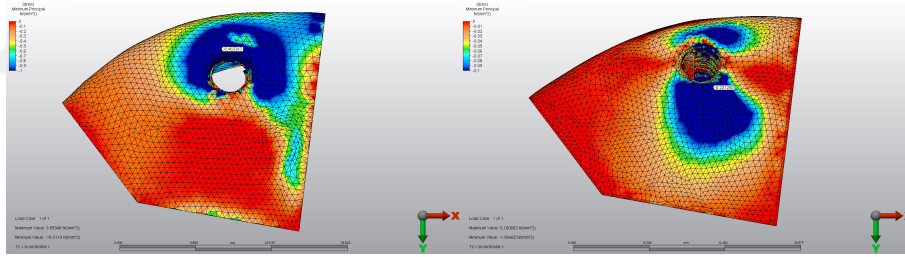
Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında 16,302 MPa, trabeküler kemikte ise implantların labial boyun bölgesinde 1,262 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 113. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Yatay kuvvet uygulanması sonucunda zirkonya grubunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri -19,311 MPa, trabeküler kemikte minimum asal gerilme -1,064 MPa olarak ölçülmüştür.

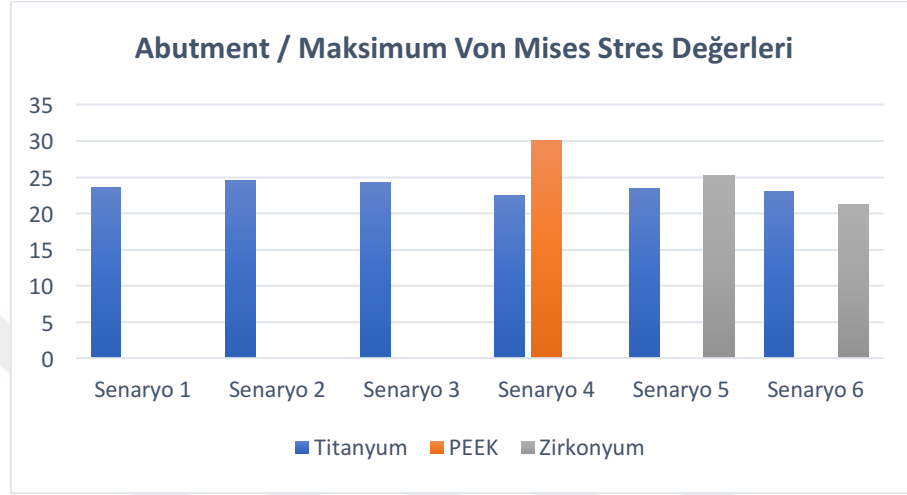


Şekil 114. Senaryo 6 yatay yükleme sonucunda zirkonya grubunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

6.3. Tüm Gruplarda Abutmentta Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

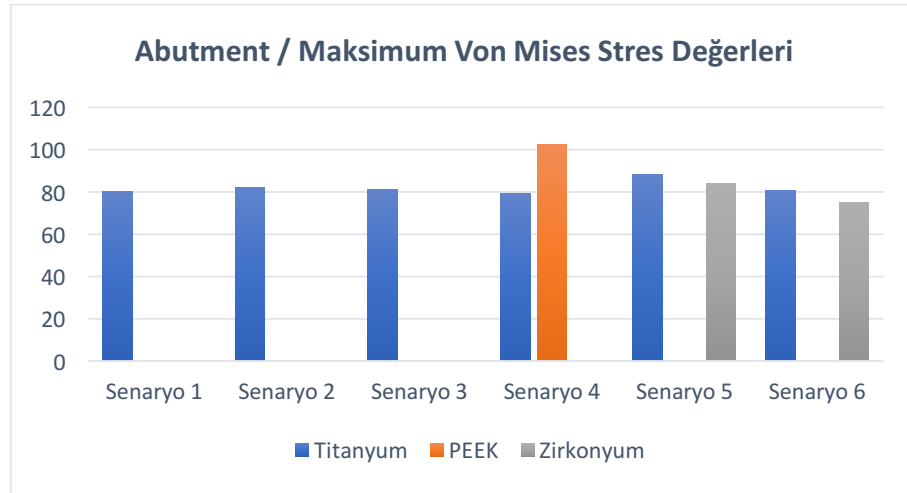
- **Oblik Yükleme**

Tablo 3. Oblik yüklemde abutmentta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması



- **Yatay Yükleme**

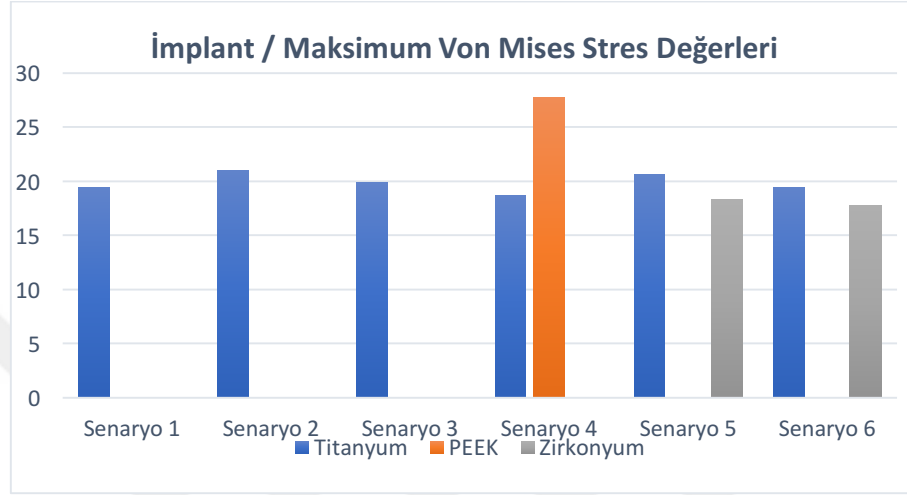
Tablo 4. Yatay yüklemde abutmentta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması



6.4. Tüm Gruplarda İmplantta Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

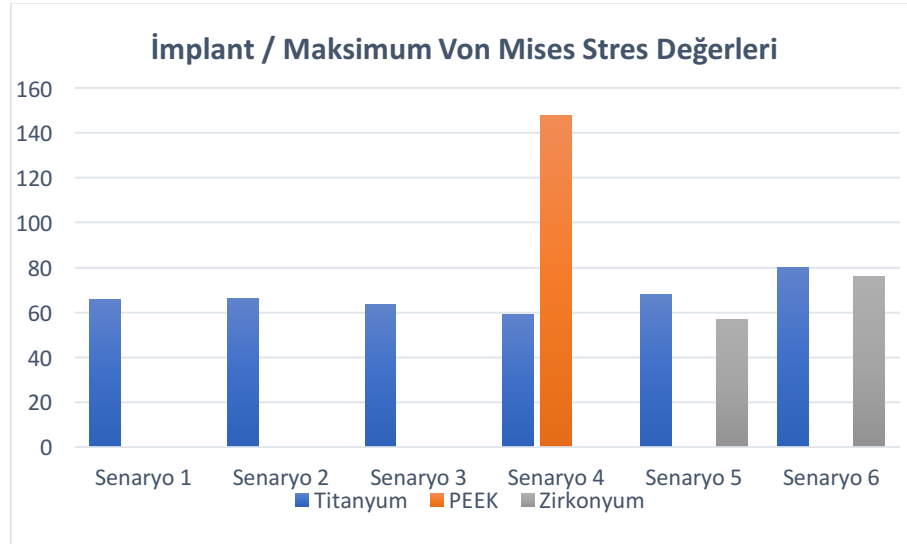
- **Oblik Yükleme**

Tablo 5. Oblik yüklemde implantta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması



- **Yatay Yükleme**

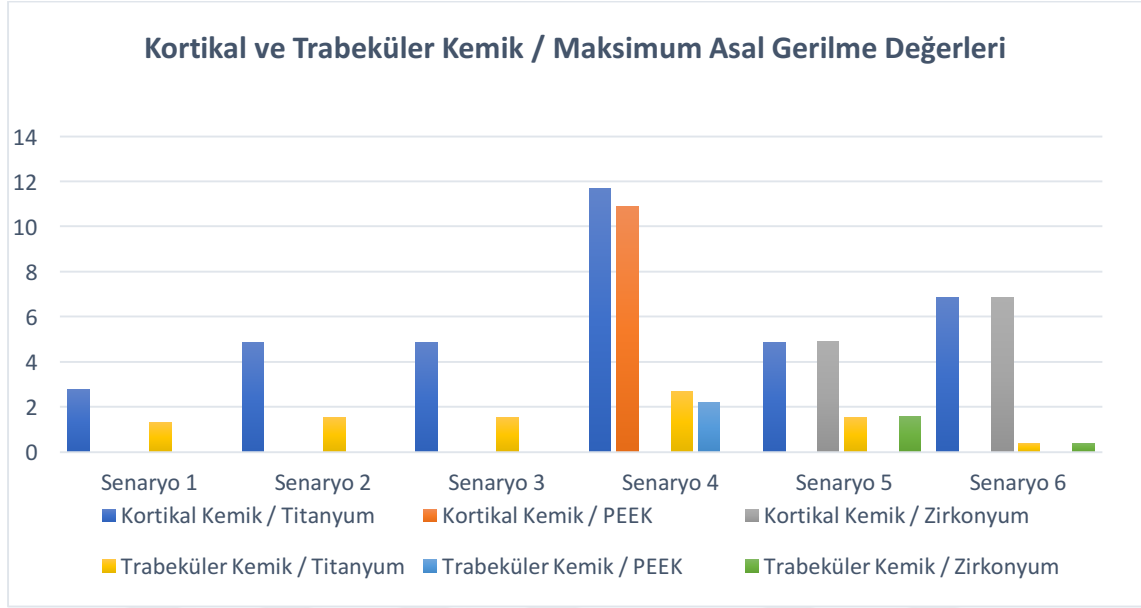
Tablo 6. Yatay yüklemde implantta oluşan maksimum Von Mises streslerin karşılaştırılması



6.5. Tüm Gruplarda Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması

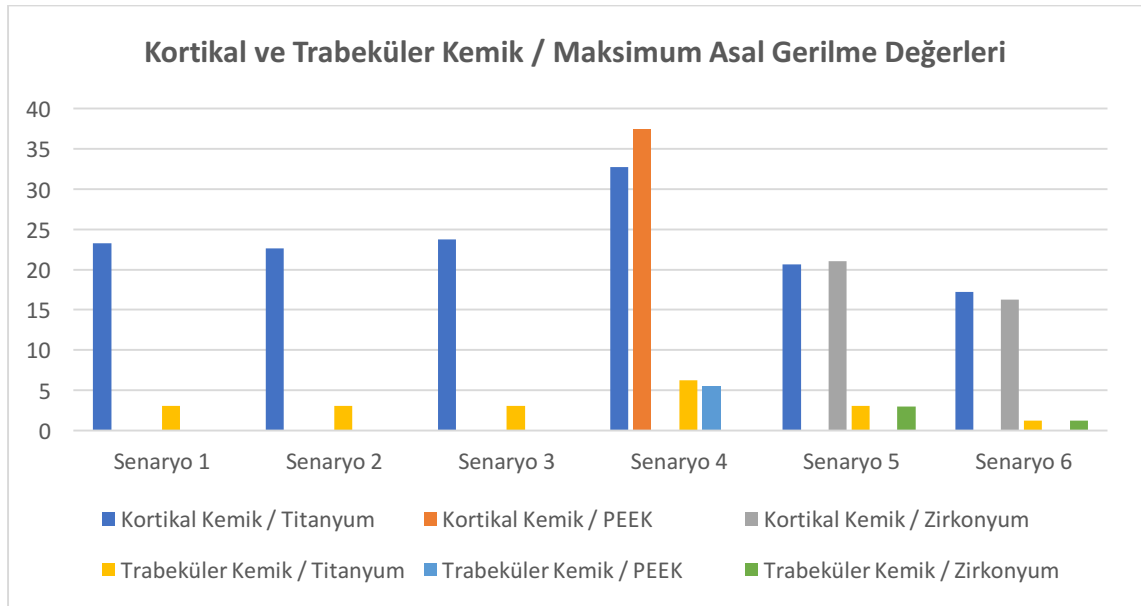
- **Oblik Yükleme**

Tablo 7. Oblik yüklemde kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



- **Yatay Yükleme**

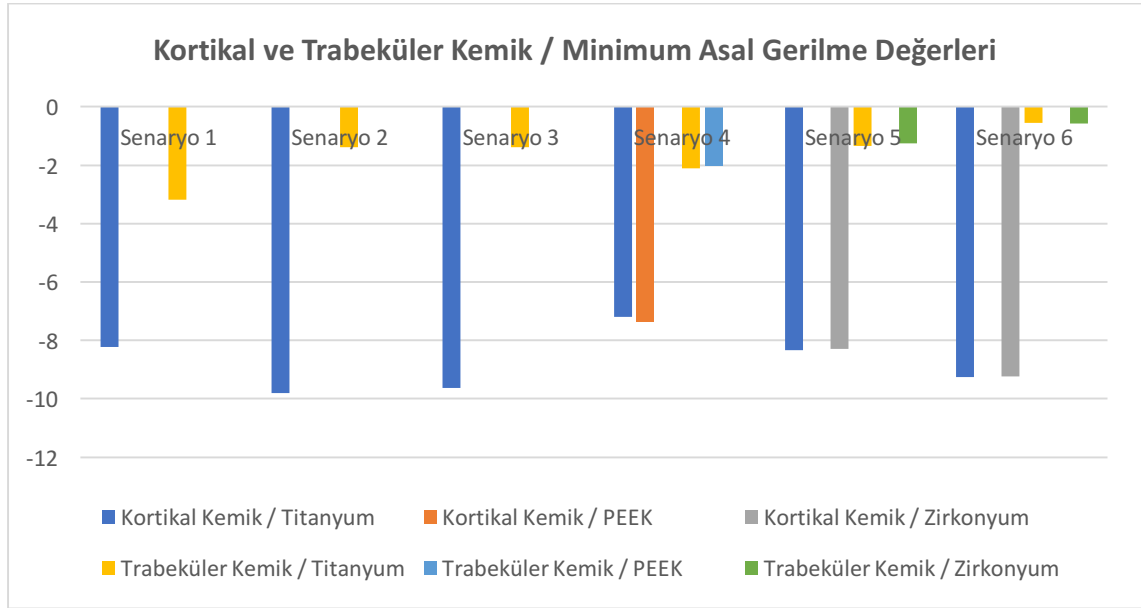
Tablo 8. Yatay yüklemde kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



6.6. Tüm Gruplarda Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması

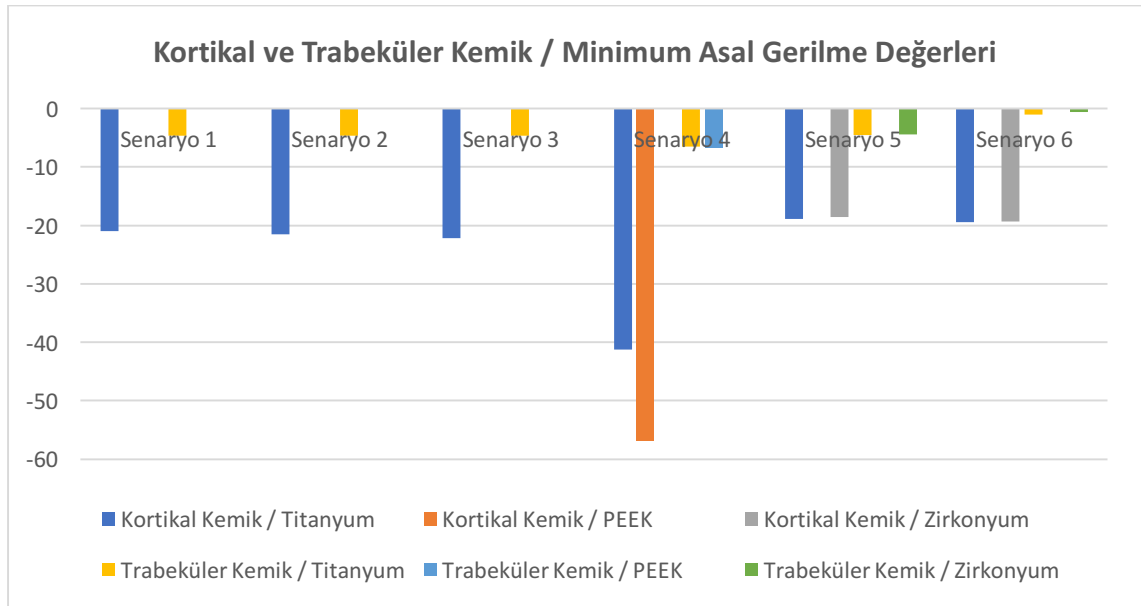
- **Oblik Yükleme**

Tablo 9. Oblik yüklemde kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



- **Yatay Yükleme**

Tablo 10. Yatay yüklemde kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



7. TARTIŞMA

Ön bölge diş kayıplarının protetik tedavisinde sıklıkla, sabit veya hareketli parsiyel protezler kullanılmaktadır. Ön bölge diş kayıplarında estetik ve fonksiyonu tekrar sağlamak hastanın hayat konforu açısından büyük önem arz etmektedir. Bu kayıpların, implant destekli protezler ile giderilmesi günümüz tedavileri arasında kabul gören bir seçenektir (139). Bizde çalışmamızda ön bölge diş eksikliğinde implant destekli protezi inceledik.

Diş hekimliğinde kullanılan titanyum implantlar ile yapılan klinik takip çalışmalarında yüksek başarı oranları bildirilmektedir (140-144). Bununla birlikte implantların başarı oranları yerleştirildiği bölgeye göre de değişiklik göstermektedir. Henry ve ark. 86 implantı 5 yıl süreyle takip ettikleri çalışmalarında, üst çenedeki başarı oranını %96.6, alt çenedekini ise %100 olarak bildirmişlerdir (145). Belser ve ark. ön bölgeye yerleştirilen implantların, çenelerde başka bölgelere yerleştirilen implantlarla aynı başarı oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir (146). Çalışmamızda da literatürdeki verilere dayanılarak implant materyali olarak titanyum seçildi.

Başarısız kabul edilen implantların büyük bir çoğunluğunda, implantın boyun bölgesinde görülen kemik kayıplarının etkisi olduğu yapılan araştırmalarla bildirilmiştir. Bu kemik kayıplarının sebebini açıklamak amacıyla birçok *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar yapılmaktadır (147,148). Dental implantlarda doğal dişlerde bulunan periodontal ligament bulunmamaktadır. Bundan dolayı implantlarda protez üzerine gelen kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir (149). İmplant planlaması yapılırken oluşabilecek kuvvetler göz önüne alınmalı, implant tedavisinin başarılı olması için gelen kuvvetlerin kemiğe homojen dağılımı sağlanmalıdır. Bu kuvvetleri; implantın yapıldığı materyal, protezin yapıldığı materyal, yükleme protokolleri, protezin ve implantın tasarımı, kronun implanta oranı gibi faktörlerin etkilediği yapılan araştırmalarla bildirilmiştir. Bu sebeple doğru implant ve protez seçeneklerini belirlemek tedavi için oldukça önemlidir (150-153). Çalışmamızda üst çene ön bölge implant tedavisinde kullanılabilecek farklı abutment materyalleri, farklı yükleme protokolleri ve restorasyonun ağızda kalış sürelerini göz önünde bulundurarak farklı üst yapı materyalleri seçildi.

Diş hekimliği alanı ile ilgili çalışmaların hemen hepsinde kullanılan kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuları *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda kullanmak bazen çok zor olabilmektedir. Bu yüzden canlı dokuların, bazı bilgisayar programları kullanılarak modellenmesi ve böylece stres analiz yöntemleri ile değerlendirilmesi gerekebilmektedir. Stres analiz yöntemlerinin doğruluğu; bilgisayar ortamına aktarılacak modellerin gerçeğe yakın geometriyle hazırlanmasına ve tekniğin doğru kullanılmasına bağlıdır. Analizi yapılacak modelin karmaşıklığı arttıkça, bilgisayar ortamına doğru şekilde aktarıp analiz etmek de o kadar zorlaşmaktadır (11,112,154,155).

Stres analizi için birçok yöntem kullanılabilir ve bu analiz yöntemlerinin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (118). Bu stres analiz yöntemlerinden; kırılma vernik metodu ile yapılan analizlerde sayısal veri elde edilememektedir. Fotoelastik gerilme analizinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri gerçeği yansıtmamaktadır. Gerinim ölçüm yöntemi sadece ölçümleri yapan uçların temas bölgelerinde ölçüm yapmaktadır. Lazer ışını ve radyotelemetri metotları ise uygulama zorluklarından dolayı çok fazla tercih edilmemektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; bütün halindeki model parçalara ayrılarak her bir parça üzerinde analizler ile birtakım çözümler elde edilir ve bu çözümler matematiksel denklemler ile birleştirilerek sonuçlar değerlendirilir. Bu yöntemlerin birbiri arasındaki değerlendirmeleri sonucunda sonlu elemanlar stres analizi metodunun, diğer metotlara daha üstün hale geldiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (156-158). Bundan dolayı tez çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi metodu kullanıldı.

Dental implantlarla kemik arasındaki bağlantılarla yapılan çalışmalarda *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar yetersiz kalmaktadır. Bu bağlantıyı değerlendirmek için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi en iyi seçeneklerden birisi olarak kabul edilmektedir. Öte yandan implantlarda ve kemikte oluşan stresleri de değerlendirmede kullanılan en yaygın teknik yine sonlu elemanlar stres analizidir (112).

Stres dağılımı ile ilgili dental implantolojide yapılan çalışmalarda farklı farklı sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır (159). Günümüz çalışmalarında farklı materyallerden yapılan implant üstü protetik yapının streslere etkisini incelemeye iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır (160,161). Bunlar arasında da üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin, stresleri daha detaylı ve

gerçeğe yakın analiz ettiği yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (162,163). Tez çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizini bu sebeplerden dolayı kullandık.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısı, oluşturulan modeldeki düğüm sayısı ve eleman sayısına bağlı ve doğru orantılı olduğunu Meijer ve ark. (164) ve Clelland ve ark. (165) yaptıkları çalışmalarda bildirmişlerdir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilebilmesi için en az 30000 adet düğüm ve 200000 adet eleman sayısı kullanılması tavsiye edilmiştir (166,167). Çalışmamızda her bir model için en az 50000 adet düğüm sayısı ve en az 200000 adet eleman sayısı kullanıldı.

Canlı organizmalarda organik maddelerin homojen ve izotropik halde bulunması mümkün değildir. Herhangi bir dokunun izotropisi ve organik yapısı belirli limitlerle sınırlandırılmayacak kadar birçok etkenden etkilenebilmektedir. Ancak böyle durumlarda kullanılan malzemenin veya dokunun homojen ve izotrop olduğu varsayılarak ortalama değerlerin kullanılması, *in vitro* çalışmalardaki sonuçların gerçeğe yakın olmasına engel teşkil etmemektedir (166). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kullanılan malzemeler homojen ve izotropik olarak kabul edildi.

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinde doğru sonuçlar elde edebilmek için ileri dijital görüntüleme tekniklerinden yararlanılır ve böylece homojen olmayan kemik modelleri de elde edilebilmektedir (112). Ayrıca kişinin kendisine ait olan bilgisayarlı tomografi verileri sayesinde kişiye özel hazırlanan modeller gerçeğe daha yakın yapılabilmektedir. İleri dijital görüntüleme teknikleri arasında bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri yer almaktadır. Bu teknikler kendi aralarında kıyaslandığında, yapılan araştırmalara göre en ayrıntılı görüntüyü veren tekniğin bilgisayarlı tomografi tekniği olduğu bildirilmiştir (168). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile hazırlanmış üst çene modeli kullanıldı.

Çene kemiklerinden farklı boyutlarda kesitlerin alınması mümkündür. Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmalarda bütün çene kemiğinin modellenmesi değil, sadece implantların ve çevre kemik dokusunun modellenmesi ortak noktadır. Böylece kuvvet iletiminin ihmal edilecek kadar az olduğu bölgeler modellenmemiş olur. Bu da asıl modellenmesi gereken bölgenin daha detaylı modellenmesine, düğüm ve

eleman sayılarının daha fazla olmasına olanak sağlar. Yapılan bir araştırmada implanttan 4,2 mm daha uzak bölgelerin analiz sonuçlarına etkisinin ihmal edilecek kadar az olduğu bildirilmiştir (166). Çalışmamızda, üç çene modelinde implant yerleştirilecek alan detaylı bir şekilde hazırlandı.

Üst çene ön bölgede çoğunlukla Lekholm ve Zarb sınıflamasına uygun tip 3 kemiğe rastlanmaktadır (28). Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 0,75 mm olarak belirlenip, tip 3 kemik modellemesi yapıldı.

İmplantlar gelen kuvvetleri, periodontal aralıkları bulunmadığı için doğrudan kemiğe iletirler. Bu özellikleriyle doğal dişlerden ayrılırlar. Bu sebeple kemik implant bağlantısının korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de etkisi büyüktür (151). Çiğneme kuvvetleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır ve bu kuvvetler ile ilgili farklı farklı sonuçlar bulunmuştur. Doğal dişli bireylerde oluşan okluzal kuvvet miktarı kesici-küçük azı bölgesinde 176 N ile 229 N arasında, büyük azı bölgesinde ise 383 N ile 880 N arasında değiştiği gözlenmektedir (169). Genç bireylerde yapılan bir başka çalışmada ise kesici bölgesinde ısırma kuvvetleri 139 N ile 233 N arasında değiştiği gösterilmiştir (170). Haraldson ve Zarb yaptıkları 10 yıllık klinik çalışmada implant üstü restorasyonlardaki en yüksek ısırma kuvveti değerlerini 77,5 N – 495,5 N arasında olduğunu bildirmişlerdir (171). Koolstra ve ark. yaptıkları çalışmada oblik kuvvet ve yatay kuvvet miktarlarını oranlamışlardır (135). Aynı orantılama benzer çalışmalarda da kullanılmıştır (128,172,173). Bizde çalışmamızda bu oranı kullanıp oblik yönde 178 N, yatay yönde ise 25,5 N olacak şekilde kuvvet miktarı belirledik.

Lian ve ark. yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, kemik-implant temas oranlarını değiştirerek başlangıç kemik-implant temas oranının, osseointegrasyon sonucunda kemik-implant temas oranına etkisi incelenmiştir (125). Ayrıca çalışmada kemik implant arasında bir ara tabaka bağ dokusu modellenmiştir; elastik modülü ve poisson oranları belirtilerek stres analizi gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda ise kemik-implant temas oranları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçekleştirildi. Senaryo 1, 2 ve 3 modellemelerde kemik-implant temas oranlarını değiştirerek; implantların hemen yükleme yapıldığı kabul edildi. Kemik-implant temas oranları %25, %50 ve %75 olacak şekilde belirlendi.

İmplantların hemen yüklenmesinin sonlu elemanlar stres analizinde modellenebilmesi için, kemik ve implant arasında sürtünme katsayısının (μ) doğrusal olmayan sürtünme temas elemanları kullanılarak gerçekleştirilir. İmplantların sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili literatürdeki çalışmalarda osseointegre olmuş implantları *bonded* olarak kabul edilmiş ve sürtünme katsayısı 0 olarak belirlenmiştir. Hemen yükleme yapılmış (osseointegre olmamış) implantlar ise sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında implant ve kemik arasında statik sürtünme katsayı değeri 0,3 olarak belirlenmiştir (126,127,174-176). Çalışmamızdaki senaryo 4'te sürtünme katsayısını 0,3 olarak belirleyerek implantın osseointegre olmadığı kabul edildi.

Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilme (maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme) değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına eşit veya ondan daha büyük değerinde olduğunda veya minimum asal gerilme değeri en yüksek sıkışma dayanımına eşit veya ondan büyük değerinde olduğunda başarısızlık oluşur (136,137). En yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşur ve kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 MPa'dır (136). Trabeküler kemik için ise en yüksek çekme ve basma stres değerleri 1-20 Mpa arasında değişmektedir (136). Çalışmamızda kullanılan tüm modeller arasından kortikal kemikte oluşan streslere bakıldığında; maksimum çekme ve basma stresleri sırasıyla 37,468 MPa ve -56,819 MPa'dı. Trabeküler kemikte oluşan streslere bakıldığında; maksimum çekme ve basma stresleri sırasıyla 6,245 Mpa ve -6,759 Mpa'dı. Kortikal ve trabeküler kemikte de çıkan sonuçlara göre kemikte kırılma olasılığı beklenmedi.

Von Misses Stress değerleri implant veya metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle, bu değerler implant materyalinde meydana gelen stresleri yorumlamak için önemli olmaktadır. Von Misses stress değerleri implantın esneme dayanımı (550 MPa) ile karşılaştırılır ve bu değerler implant materyalinin esneme dayanımını aştığında başarısızlık oluşur (137). PEEK materyali için maksimum dayanım kapasitesi 110-138 MPa, zirkonya için ise 900-1200 MPa'dır (47,138). Çalışmamızda tüm modeller arasındaki implantta oluşan Von Mises streslerinin maksimum değeri 148,058 MPa olup herhangi bir deformasyon beklenmedi. Çalışmamızda tüm modeller arasında abutmentlarda oluşan streslerin maksimum değeri

titanyum abutment için 88,686 MPa, PEEK abutment için 102,659 MPa, zirkonya abutment için 84,289 MPa'dı.

Çalışmamızda kemikte oluşan en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği boyun bölgesinde görüldü. Böylece kortikal kemiğin varlığı gelen kuvvetlerin çoğunluğunu kendisi karşılayarak, trabeküler kemiğe çok daha az stres iletilmesine neden olmuştur. Aynı zamanda implant çevresindeki kemik dokusunun farklı elastisite modüllerine sahip trabeküler ve kortikal kemikten oluşması ve elastisite modülü yüksek olan rijit karakterdeki kortikal kemiğin dış yüzeyde bulunması da streslerin bu bölgede birikmesinin bir başka nedenidir (177,178). Rubo ve ark. yaptıkları çalışmada ise implant destekli bir protezde bulunan birçok klinik varyasyonu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiş ve streslerin en çok kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir (179). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Çalışmamızdaki bütün modellerdeki sonuçlara bakıldığında kortikal kemik seviyesinde trabeküler kemiğe göre yüksek stres değerleri izlenmektedir.

Çalışmamızdaki tüm Von Mises stres değerleri incelendiğinde, abutment üzerinde oluşan gerilim değerleri, implant üzerinde oluşan gerilim değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Tüm asal gerilme değerleri incelendiğinde, kortikal kemikte oluşan asal gerilme değerleri, trabeküler kemikte oluşan asal gerilme değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuca göre çığneme kuvvetleri sonucu oluşan gerilimler en çok abutment, daha sonra ise sırasıyla implant, kortikal kemik ve trabeküler kemik üzerinde yoğunlaşmaktadır.

Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre oblik ve yatay kuvvetlerin tüm senaryolardaki basma, çekme ve Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında; yatay kuvvetlerin neden olduğu stres değerlerinin oblik kuvvetlere oranla daha fazla olduğu görüldü. Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında da yatay kuvvetlerin daha fazla stres değerleri oluşturduğu gösterilmiştir (112). Çalışmamızdan elde ettiğimiz bu sonuçlar literatürdeki çalışma sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre senaryo 1, 2 ve 3 incelendiğinde; kortikal ve trabeküler kemiğe gelen stresler bu 3 grup arasında birbirine oldukça yakın

seviyelerdedir. Ayrıca senaryo 1, 2 ve 3 nolu senaryolarda kemikte, implantta ve abutmentta çıkan gerilme değerleri dayanım değerlerinin çok altındadır.

Fetner ve ark. yaptıkları çalışmada köpek alt çenesine yerleştirdikleri implant ve abutment materyallerinin 6. ay sonunda histolojik incelemeleri sonucunda implant kemik ara yüzeyinde ortalama %60 kontakt olduğunu bildirmişlerdir (180). Bu hayvan deneyinin sonuçlarına göre, implant ve kemik arasında %100 kontakt her zaman mümkün değildir. Degidi ve ark. inferior alveolar sinir hasarından dolayı 6 ay sonra 2 adet implantın çıkarılması sonucu yaptıkları histolojik çalışmada her iki implantın osseointegre olmasına rağmen kemik-implant temas oranlarının %61,3 olarak bildirmişlerdir (181). Çalışmamızda da kullandığımız bu farklı kontakt modellemesi ile sonlu elemanlar stres analizinde implantların yerleştirilmesinde %100 kontakt yerine farklı oranlarda kemik ve implant kontaktları seçilebilir.

Çalışmamızda senaryo 1, 2, 3'te modellemelerde titanyum abutment kullanıldı. Senaryo 4'te ise titanyum ve PEEK abutment olarak 2 farklı abutment modellemesi yapıldı. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre senaryo 1, 2, 3 ve 4 'te titanyum abutment grupları incelendiğinde; kortikal ve trabeküler kemikte gerilme değerleri hem oblik yüklemde hem de yatay yüklemde senaryo 4 titanyum grubunda diğer gruplara göre yüksek değerdedir. Bunun sebebi olarak ise modellemede kullandığımız farklı teknikten kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Sürtünme katsayısı değeri kullanarak modelleme yapılan senaryo 4'te daha yüksek gerilme değeri hem kortikal kemikte hem de trabeküler kemikte görülse dahi dayanım kapasitesinin altında değerdedir.

Çalışmamızda senaryo 4'te osseointegre olmamış implantlar üzerine titanyum ve PEEK abutmentlar modellendi. Çalışmamızdaki sonuçlara göre abutment ve implant çevresinde görülen stres değerleri; PEEK abutmentın stres değerleri titanyum abutmentın stres değerlerinden daha yüksektir. Kortikal ve trabeküler kemikte gerilme değerleri karşılaştırıldığında ise belirgin farklılıklar görülmedi. Çalışmamızda çıkan bu sonuçlar doğrultusunda "Hemen yükleme yapılan implantlarda abutment grupları arasında; abutment, implant ve kemik dokuda oluşan stres değerleri arasında anlamlı bir farklılık beklenmemektedir." hipotezimiz yarı yarıya desteklenmektedir.

Yapılan bir çalışmada sonucunda geçici sabit protezin ağızda 1-3 ay kalması durumunda PEEK veya metakrilat abutmentlerin kullanılması, 3-6 ay kullanımlar için ise titanyum abutmentler önerilmiştir (182). Santing ve ark. üst çene sağ kesici bölgede PEEK ve titanyum geçici abutmentleri karşılaştırdıkları çalışmada; PEEK abutmentlerin geçici kronları yaklaşık 206 N çiğneme kuvvetinin altında kırıldığı bildirmişlerdir (183). Koutouzis ve ark. ise randomize kontrollü klinik çalışmalarında PEEK ve titanyum abutment çevresinde kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu bakımından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (55). Literatürdeki bu *in vivo* ve *in vitro* çalışmaların sonuçları bizim elde ettiğimiz sonuçlar ile paralellik gösterdi. Senaryo 4'teki sonuçlar doğrultusunda titanyum ve PEEK abutmentlere uygulanan oblik ve yatay kuvvetler altında herhangi bir elastik deformasyon olmadı.

Çalışmamızda klinik koşulları en uygun şekilde yansıtabilmek için üst yapı materyalleri geçici ve daimi olarak farklı materyallerden seçildi. Osseointegre olmamış implantlar senaryo 4'te ve osseointegre olmuş implantlar senaryo 5'te modellenip; implant ve abutment çevresindeki stres değerleri arasında belirgin farklılıklar görülmemesine rağmen; senaryo 4'te kortikal kemikte hem oblik hem de yatay yüklemde gerilme değerleri senaryo 5'ten yüksek bulundu. Geng ve ark. yaptıkları çalışmada aynı geometriye sahip üst yapı materyallerinden elastik modülüsü yüksek olan materyalin kemik-implant ara yüzünde daha az strese neden olacağını bildirmişlerdir (112). Bizde çalışmamızda bu stres değerlerinin farklı üst yapı materyallerinden ve senaryo 4'te kullanılan statik sürtünme katsayısından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre zaman içinde implantın hemen ve geç yüklenmesinde en çok stres değerlerinin değişimi kortikal kemikteydi. Çalışmamızdaki çıkan bu sonuçlara göre "Hemen yükleme yapılan implantlarda; kemikte, implantta ve abutmentta artmış stres değerleri beklenmektedir." hipototezimiz yarı yarıya desteklenmektedir.

Zirkonya abutmentlerle ilgili yapılan çalışmalarda; estetik bölgede implant tedavisi uygulamalarında kullanılabileceği, ön bölgedeki restorasyonları destekleyebilecek dayanıklılığa sahip olduğu ve titanyum abutmentlerle karşılaştırıldığında implant, abutment ve kemik dokuda benzer stres değerlerinin görüldüğünü bildirilmiştir (6,184,185). Çalışmamızda da senaryo 5 ve 6'da titanyum ve zirkonya abutmentler arasında benzer sonuçlar görüldü. Bu da bize zirkonya abutmentlerin ön bölge tek diş

eksikliklerinde titanyum abutmentlere alternatif estetik abutment olarak kullanılabileceğini gösterdi.

İmplant çevresindeki marjinal kemik kayıpları implantların uzun dönem başarılarını belirleyen bir parametredir (7). Yoon ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre kemik kaybı arttıkça implant-abutment bağlantısında streslerin arttığını bildirmişlerdir (186). Çalışmamızdaki sonuçlara göre senaryo 5 ve senaryo 6'da hem yatay hem de oblik yükleme altında abutmentteki ve implanttaki stres değerleri karşılaştırıldığında; stres değerlerinde belirgin farklılıklar görülmemesine rağmen, stres alanlarının arasında belirgin farklılıklar görüldü. Senaryo 5'te implant ve abutmentteki stresler; implantın boynu etrafında ve abutmentta ise implant içerisinde konumlandığı bölgelerde görüldü. Senaryo 6'da ise; yatay yükleme altında görülen stresler implantın boynundan apikale kadarki yivlerde streslerin görüldüğü, abutmentta ise implant içerisinde konumlandığı bölgelerde abutment vidasının yer aldığı geniş stres alanları belirlendi. Çalışmamız sonucunda "Marjinal kemik kaybı olan implant modellerinde hem titanyum hem de zirkonya abutment gruplarında implant-abutment bağlantı bölgesinde artmış stres alanları beklenmektedir." hipotezimiz kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi çalışmalarında yükleme yapılan kron restorasyonlarda en yüksek stres değerleri yükleme yapılan nodlarda görülmesine rağmen anlamlı bir gözlem yapılabilecek değerler taşımadığından yükleme noktaları elimine edilir ve bu noktalar dışında oluşan en yüksek değerler karşılaştırılır (187). Yapılan çalışmalara göre, alt yapı ve üst yapılarda kırılmanın genellikle streslerin yükleme yapılan bölgeye yakın olan basamak bölgesinde oluştuğunu bildirmişlerdir (188,189). Çalışmamızda üst yapılarda yükleme yapılan nodlar elimine edildikten sonra en yüksek stres değerleri taşıyan nodlar karşılaştırma yapmak için seçildi. Çalışmamızdaki sonuçlara göre üst yapılar incelendiğinde; en yüksek stres değerleri yükleme yapılan bölgelerde daha sonra ise kronların basamak bölgesinde görüldüğü, bütün modellerde stres değerlerinin birbirine çok yakın değerlerde olduğu belirlendi.

8. SONUÇ

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızın deneysel koşulları ve sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Bütün senaryolarda yatay yüklemde oluşan çekme, basma ve Von Mises stresleri oblik yüklemde oluşan çekme, basma ve Von Mises streslerinden yüksekti.
2. Bütün senaryolarda oblik ve yatay yükleme altında; abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri, implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinden daha yüksek bulundu.
3. Bütün senaryolarda oblik ve yatay yükleme altında; kortikal kemikte oluşan asal gerilme değerleri, trabeküler kemikte oluşan asal gerilme değerlerine göre daha yüksek bulundu.
4. Bu sonuca göre çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan gerilimler en çok abutment, daha sonra ise sırasıyla implant, kortikal kemik ve trabeküler kemik üzerinde yoğunlaştı.
5. Hemen yükleme yapıldığı kabul edilen senaryo 4'te PEEK abutment grubunda implant ve abutmentta oluşan Von Mises stres değerleri titanyum abutment grubundan daha yüksekti.
6. Titanyum, PEEK ve zirkonya abutmentlara uygulanan oblik ve yatay kuvvetler altında herhangi bir elastik deformasyon görülmedi.
7. Kortikal kemikteki gerilme değerleri; hemen yükleme yapılan implantlarda geç yükleme yapılan implantlara göre daha yüksekti.
8. Marjinal kemik kaybından bağımsız olarak; titanyum ve zirkonya abutmentlerin materyal değişimiyle oluşan stress farklılıkları hem oblik kuvvet uygulandığında hem de yatay kuvvet uygulandığında modeller arasında benzer stres değerleri görüldü.
9. Marjinal kemik kaybının görüldüğü modellerde yatay yükleme altında stres değerlerinin değişmemesine rağmen stres alanlarının arttığı görüldü.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması klinik tabloyu tam olarak yansıtmayabilir fakat kıyaslama bakımından fikir vermektedir. Bu sebeple sonuçları değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizi yönteminin sınırlamaları akılda

bulundurulması gerekmektedir.

Genel olarak değerlendirildiğinde tez çalışmamız, klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı matematiksel modeller üzerinde karşılaştırmalı olarak yoruma dayalı sonuçların elde edildiği ve sınırlı sayıda materyalin test edildiği *in vitro* bir çalışmadır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem klinik takiplerle desteklenmesi gerekir.



9.KAYNAKLAR

1. Misch C. Contemporary Implant Dentistry. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. 3rd ed. Çeviren: Tulunoğlu İF. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti.; 2011.
2. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1–132.
3. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50(3):399–410.
4. Weber H-P, Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:180–3.
5. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res. 2016;60(1):12–9.
6. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. The International journal of prosthodontics. 2010;23(4):299–309.
7. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: Etiology and complications. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal. 2011;42–4.
8. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1999;81(5):537–52.
9. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2003;90(2):121–32.
10. Roos-Jansåker A-M. Long time follow up of implant therapy and treatment of peri-implantitis. Swed Dent J Suppl. 2007;(188):7–66.
11. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol. 2000;26(2):77–81.
12. Efeoğlu A. Diş Hekimliği Tarihi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basım Evi; 1992.
13. Tunalı B. Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş. Birinci Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1996.

14. Misch C. The Core-Vent implant system. In Endosteal dental implants. St. Louis: Mosby; 1991.
15. Misch C. Dental Implant Prosthetics. 1 Edition. St. Louis: Mosby; 2005.
16. Becker MJ. Ancient “dental implants”: a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):19–29.
17. Linkow L, Chercheve R. Theories and techniques of oral implantology. St. Louis: CV Mosby; 1970.
18. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. Elsevier Mosby Publishing; 2006.
19. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1983;49(6):843–8.
20. Zarb GA, Zarb FL, Schmitt A. Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent Clin North Am.* 1987;31(3):457–72.
21. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF, Lazzara RJ, Celletti R, et al. *Clinical Manual of Implant Dentistry.* London, U.K: Quintessence Publishing Co.; 2003.
22. Spiekermann H. *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology.* New York: Thieme Medical Pub; 1995.
23. Ross MH, Pawlina W. *Histoloji Konu Anlatımı ve Atlas.* (6. Baskıdan Çev. Baykal, B). 6th ed. Ankara: Palme Yayıncılık; 2014.
24. Palaccı P. *Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management.* 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co.; 2000.
25. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff’s law: the bone modeling problem. *Anat Rec.* 1990;226(4):403–13.
26. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J.* 1987;15(10):54–61.
27. Şimşek B. Osseointegrasyon. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics.* 2010;1(1):1–7.
28. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical*

- dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1985.
29. Krause A, Cowles EA, Gronowicz G. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;52(4):738–47.
 30. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391–401.
 31. Roberts WE. Bone tissue interface. *J Dent Educ.* 1988;52(12):804–9.
 32. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
 33. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):95–105.
 34. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference: Implant Dentistry. 2008;17(1):5–15.
 35. Mericske-Stern R, Grutter L, Rosch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clinical Oral Implants Research.* 2001;12(4):309–18.
 36. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2014;41(6):443–76.
 37. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18-23-24.
 38. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10–92.
 39. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008;47:224–43.
 40. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent.* 1996;8(6):255–62.
 41. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):2–7.
 42. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CHF, Sailer I. Bonding

- moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):505–12.
43. Günal B, Ulusoy MM, Durmayüksel TM, Kurtulmuş Yılmaz S. Seramik abutmentlerin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2015;10:148–56.
 44. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2007;(28):145–50.
 45. Gomes A, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2011;50–5.
 46. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000;20(1):81–91.
 47. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
 48. Vanlıoğlu B, Özkan Y, Kulak Özkan Y. Estetik Bölgede İmplant-üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2012;5:58–64.
 49. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont*. 2002;15(5):488–93.
 50. Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater*. 2008;24(5):611–7.
 51. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):920–5.
 52. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*. 2000;31(4):22–7.
 53. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *IDR*. 2018;8(2).
 54. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone-A suitable material for fixed dental prostheses?:

- Polyetheretherketone. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(7):1209–16.
55. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37:174–82.
 56. Priest G. Virtual-Designed and Computer-Milled Implant Abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):22–32.
 57. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber H-P, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:110–7.
 58. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*. 1995;8(5):413–20.
 59. Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1999;12(6):519–26.
 60. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):136–43.
 61. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(2):138–45.
 62. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2006;96(6):433–42.
 63. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011;27(1):83–96.
 64. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*. 2016;28(3):227–35.
 65. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(2):130–51.
 66. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of

- zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012;4(2):76.
67. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819–26.
 68. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107(3):170–7.
 69. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomaterialia*. 2011;7(7):2986–93.
 70. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CHF. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*. 2009;22(6):553–60.
 71. Christensen RP, Ploeger BJ. A Clinical Comparison of Zirconia, Metal and Alumina Fixed-Prosthesis Frameworks Veneered With Layered or Pressed Ceramic. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141(11):1317–29.
 72. Sax C, Hämmerle CHF, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent*. 2011;14(3):183–202.
 73. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh J-F, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int*. 2010;41(8):631–7.
 74. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent*. 2014;6(1):66–73.
 75. Varol M, Güncü B, Aktaş G, Canay Ş. Diş Hekimliği Pratiğinde Zirkonyum ve Uygulamalarına Panoramik Bakış. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2016;26(3):534–41.
 76. Valderhaug J, Jokstad A, Ambjørnsen E, Norheim PW. Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J Dent*. 1997;25(2):97–105.
 77. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J*

- Prosthodont. 2003;16(2):177–82.
78. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2, 000 retainers. *British Dental Journal*. 1970;128(3):117–24.
 79. Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain, resin-bonded bridge. *Quintessence Int*. 1991;22(4):257–62.
 80. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont*. 1993;6(2):197–202.
 81. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(4):450–5.
 82. Zadik Y, Abu-Tair J, Yarom N, Zaharia B, Elad S. The importance of a thorough medical and pharmacological history before dental implant placement: Medical history before implant placement. *Australian Dental Journal*. 2012;57(3):388–92.
 83. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:43–61.
 84. Heitz-Mayfield LJA, Huynh-Ba G. History of treated periodontitis and smoking as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:39–68.
 85. Tjan AH, Miller GD, The JG. Some esthetic factors in a smile. *J Prosthet Dent*. 1984;51(1):24–8.
 86. Palacci P. *Esthetic Implant Dentistry, Soft and Hard tissue management*. Berlin: Quintessence Publishing Co.; 2001.
 87. Olsson M, Lindhe J. Periodontal characteristics in individuals with varying form of the upper central incisors. *J Clin Periodontol*. 1991;18(1):78–82.
 88. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Umezu K, Kois JC. Dimensions of peri-implant mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans. *J Periodontol*. 2003;74(4):557–62.
 89. Tischler M. Dental implants in the esthetic zone. Considerations for form and function. *N Y State Dent J*. 2004;70(3):22–6.
 90. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000;71(4):546–9.
 91. Saadoun AP, LeGall M, Touati B. Selection and ideal tridimensional implant

- position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(9):1063–1072.
92. Potashnick SR. Soft Tissue Modeling for the Esthetic Single-Tooth Implant Restoration. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 1998;10(3):121–31.
 93. Akagawa Y, Hashimoto M, Kondo N, Satomi K, Takata T, Tsuru H. Initial bone-implant interfaces of submergible and supramergible endosseous single-crystal sapphire implants. *J Prosthet Dent.* 1986;55(1):96–100.
 94. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(2):192–203.
 95. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(3):721–64.
 96. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Co.; 1985.
 97. Ganeles J, Zöllner A, Jackowski J, ten Bruggenkate C, Beagle J, Guerra F. Immediate and early loading of Straumann implants with a chemically modified surface (SLActive) in the posterior mandible and maxilla: 1-year results from a prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research.* 2008;19(11):1119–28.
 98. Schultes G, Gaggl A. Histologic evaluation of immediate versus delayed placement of implants after tooth extraction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2001;92(1):17–22.
 99. Castelnovo J, Sönmez AB. The autogenous immediate implant supported single-tooth restoration: a 5-year follow-up. *Eur J Esthet Dent.* 2012;7(4):382–95.
 100. Ayyıldız S. Dental İmplantlarda Hemen, Erken ve Ertelenmiş Yükleme Protokolleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics.* 2010;1(1):87–94.
 101. Ledermann P. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1979;34(12):907–11.
 102. Schroeder A, Maeglin B, Sutter F. ITI type-F hollow cylinder implant for denture retention in the edentulous jaw. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.*

- 1983;93(9):720–33.
103. Babbush CA, Kent JN, Misiak DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(4):274–82.
 104. Horiuchi K, Uchida H, Yamamoto K, Sugimura M. Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):824–30.
 105. Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kan JYK, Kim JS, Campagni WV, Munoz CA. Peri-implant tissue response of immediately loaded, threaded, HA-coated implants: 1-year results. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2002;87(2):173–81.
 106. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491–501.
 107. Brunski JB, Moccia AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res.* 1979;58(10):1953–69.
 108. Brunski JB, Moccia AF, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. *J Dent Res.* 1979;58(10):1970–80.
 109. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(208):108–13.
 110. Vandamme K, Naert I, Geris L, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. Influence of controlled immediate loading and implant design on peri-implant bone formation. *J Clin Periodontol.* 2007;34(2):172–81.
 111. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002;30(7–8):271–82.
 112. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585–98.
 113. Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. *Dental Materials.* 6th ed. St. Louis: Mosby; 1996.
 114. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain

- adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):553–61.
115. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry.* 2008;36(7):463–71.
116. İnan M, Sönmez F. *Cisimlerin Mukavemeti.* 6th ed. İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı; İstanbul, 1998.
117. Küçük Kurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2019;29(4):701–10.
118. Ulusoy M, Aydın K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler.* Ankara Üniversitesi Basımevi; Ankara, 2003.
119. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(2):50–7.
120. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21(3):425–32.
121. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;9:175–80.
122. Güler MS, Şen S. Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniv Bil Tek Derg.* 2015;5(1):56–66.
123. Lee JY, Ryu HR, Park YT. Finite element implementation for computer-aided education of structural mechanics: Mohr's circle and its practical use: finite element implementation. *Computer Applications in Engineering Education.* 2014;22(3):494–508.
124. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Materials.* 13th ed. Elsevier Mosby Publishing; Philadelphia, 2011.
125. Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo Y-C, Johnson NW, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(7):690–8.
126. dos Santos MBF, Meloto G de O, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Stress distribution in cylindrical and conical implants under rotational micromovement with different

- boundary conditions and bone properties: 3-D FEA. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017;20(8):893–900.
127. Winter W, Klein D, Karl M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. *J Oral Implantol*. 2013;39(1):23–9.
 128. Çağlar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):961–9.
 129. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(1):1–7.
 130. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*. 1997;25(6):485–91.
 131. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(1):64–71.
 132. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019;22(6):585–94.
 133. Berger G, Pereira LF de O, Souza EM de, Rached RN. A 3D finite element analysis of glass fiber reinforcement designs on the stress of an implant-supported overdenture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(5):865-865.
 134. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):95–103.
 135. Koolstra JH, van Eijden TMGJ, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *Journal of Biomechanics*. 1988;21(7):563–76.
 136. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*. 1975;8(6):393–405.

137. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29(4):350–6.
138. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100(4):1044–52.
139. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1043–50.
140. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clinical Oral Implants Research*. 2010.
141. Karoussis IK, Bragger U, Salvi GE, Burgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15(1):8–17.
142. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(2):127–32.
143. Porter JA, von Fraunhofer JA. Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *Gen Dent*. 2005;53(6):423-432, 446.
144. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):247–59.
145. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(4):450–5.
146. Belser UC, Bernard JP, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1996;8(9):875–883.

147. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3(3):104–11.
148. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):104–11.
149. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(1):82–90.
150. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523–30.
151. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research.* 2003;14(1):97–102.
152. Akpinar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil.* 2000;27(6):538–45.
153. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):357–68.
154. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Biomechanics.* 1973;6(5):511–20.
155. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006 Aug;9(4):257–70.
156. Hedia HS. Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants. *Journal of Medical Engineering & Technology.* 2007;31(4):280–7.
157. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30(1):41–6.

158. Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1983;10(6):505–17.
159. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*. 1990;21(7):563–70.
160. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Journal of Prosthodontics*. 1995;4(2):95–100.
161. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(1):38–44.
162. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*. 1987;4(2):25–31.
163. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1982;16(4):369–79.
164. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993;20(2):147–57.
165. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):391–8.
166. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26(8):640–3.
167. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998;25(4):299–303.
168. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional

- finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng.* 1990;12(5):389–97.
169. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica.* 1977;35(6):297–303.
 170. Waltimo A, Könönen M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *European Journal of Oral Sciences.* 1994;102(6):372–5.
 171. Haraldson T, Zarb G. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Res.* 1988;96(3):243–52.
 172. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007;97(2):85–92.
 173. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoglu M, Eser A. Finite Element Analysis of Stress Distribution with Splinted and Nonsplinted Maxillary Anterior Fixed Protheses Supported by Zirconia or Titanium Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2013;28(1):27–38.
 174. Ihde S, Goldmann T, Himmlova L, Aleksic Z. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(1):39–48.
 175. Chang P-K, Chen Y-C, Huang C-C, Lu W-H, Chen Y-C, Tsai H-H. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Dec;27(6):96-101.
 176. Wu JC-H, Chen C-S, Yip S-W, Hsu M-L. Stress distribution and micromotion analyses of immediately loaded implants of varying lengths in the mandible and fibular bone grafts: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(5):77-84.
 177. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8(5):421–33.
 178. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1992;68(1):96–102.

179. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite Element Analysis of Stress in Bone Adjacent to Dental Implants. *Journal of Oral Implantology*. 2008;34(5):248–55.
180. Fetner M, Fetner A, Koutouzis T, Clozza E, Tovar N, Sarendranath A, et al. The Effects of Subcrestal Implant Placement on Crestal Bone Levels and Bone-to-Abutment Contact: A Microcomputed Tomographic and Histologic Study in Dogs. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(5):1068–75.
181. Degidi M, Petrone G, Lezzi G, Piattelli A. Bone Contact Around Acid-etched Implants: A Histological and Histomorphometrical Evaluation of Two Human-retrieved Implants. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(1):8–13.
182. Agustin-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Roman-Rodriguez J, Fons-Font A. Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2015;94–102.
183. Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments: Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(6):882–9.
184. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):285–90.
185. Tretto PHW, dos Santos MBF, Spazzin AO, Pereira GKR, Bacchi A. Assessment of stress/strain in dental implants and abutments of alternative materials compared to conventional titanium alloy—3D non-linear finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2020;1–12.
186. Yoon K-H, Kim S-G, Lee J-H, Suh S-W. 3D Finite Element Analysis of Changes in Stress Levels and Distributions for an Osseointegrated Implant After Vertical Bone Loss: *Implant Dentistry*. 2011;20(5):354–9.
187. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(3):227–34.

188. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*. 2004;20(5):449–56.
189. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A Finite Element Analysis of Two Different Dental Implants: Stress Distribution in the Prosthesis, Abutment, Implant, and Supporting Bone. *Journal of Oral Implantology*. 2008;34(1):1–6.



10.ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Kocaeli’de doğdu. İlköğrenimini İnönü İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimini Kocaeli Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2009 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2014 yılında mezun oldu. 2016 yılında Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı.

İngilizce bilmektedir.

