



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜST ÇENE ARKA BÖLGEDE İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ
SABİT PROTETİK TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Zübeyir KAZAN

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

PROJE NO: 2022/2950

KOCAELİ-2023

KABUL ve ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK-BÜYÜKDERE

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....
(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Zübeyir KAZAN'ın hazırladığı "Üst Çene Arka Bölgede İmplant-Diş Destekli Sabit Protetik Tedavi Seçeneklerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İncelenmesi" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Coşkun YILDIZ

Doç. Dr. Rifat GÖZNELİ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE

Tarih: .../.../2023

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

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:/....../2023

Zübeyir KAZAN

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 Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyesi Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK'e,

Uzmanlık eğitimim süresinde bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Serdar Kılıç'a,

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman yanımda olan, çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Dt. Miray KAYA ACAR, Dt. Seher BADUR, Dt. Merve EYÜPOĞLU, Dt. Cansu YEŞİLDAŞ, Dt. Gökçe DAĞHAN, Dt. Nursena AKIN'a; teknisyen arkadaşlarım Özlem İRİÇ, Engin YÜCEL ve Sercan YEŞİLDAĞ ile diğer çalışma arkadaşlarım Derya ÖZDEMİR ve Sevgi KAPLAN'a,

Son olarak bugünlere gelmemde en büyük katkıyı sağlayan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini yanımda hissettiğim canım annem Nural KAZAN, babam İnyet KAZAN, kardeşlerim Sena ESEOĞLU ve Ömer KAZAN'a, tüm uzmanlık dönemimde ve hayatımın her evresinde yanımda hissettiğim sevgili eşim Meral MİMAROĞLU KAZAN'a teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Dt. Zübeyir KAZAN

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	I
KABUL VE ONAY	II
BEYAN.....	III
TEŞEKKÜR	IV
İÇİNDEKİLER	V
TABLolar DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ.....	XV
ÖZET.....	XVI
ABSTRACT	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ RESTORASYONLARIN GEREKLİ OLABİLECEĞİ DURUMLAR.....	4
2.1.1. DENTAL İMPLANTLAR İLE DOĞAL DİŞLER ARASINDAKİ BİYOMEKANİK FARKLAR.....	5
2.1.2. İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ RESTORASYONLARIN AVANTAJLARI.....	7
2.1.3. İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ RESTORASYONLARDA GÖRÜLEN KOMPLİKASYONLAR.....	8
2.1.4. İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ RESTORASYONLARIN UYGULANMASINDA DİKKAT EDİLMESİ GEREKEN NOKTALAR.....	9
2.2. İMPLANT-DİŞ DESTEKLİ RESTORASYONLARDA KULLANILAN BAĞLANTI ÇEŞİTLERİ.....	12
2.2.1. RİJİT BAĞLANTILAR	13
2.2.2. RİJİT OLMAYAN BAĞLANTILAR.....	14
2.3. KUVVET ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	15
2.3.1. FOTOELASTİK KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ	16
2.3.2. GERİNİM ÖLÇER KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ	16
2.3.3. KIRILGAN VERNİK TEKNİĞİ İLE KUVVET ANALİZİ.....	17
2.3.4. HOLOGRAFİK İNTERFEROMETRİ İLE KUVVET ANALİZİ.....	17

2.3.5.	TERMOGRAFIK KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ.....	17
2.3.6.	RADYOTELEMETRİ İLE KUVVET ANALİZ YÖNTEMİ.....	17
2.3.7.	SONLU ELEMANLAR (FİNİTE ELEMENT) STRES ANALİZİ YÖNTEMİ.....	18
2.3.7.1.	İKİ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ.....	19
2.3.7.2.	ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ.....	19
3.	MATERYAL METOT.....	21
3.1.	KORTİKAL KEMİK, TRABEKÜLER KEMİK, DIŞLER VE PERİODONTAL LİGAMENTİN MODELLENMESİ.....	22
3.2.	İMLANT, ABUTMENT, ABUTMENT VİDASI, SİMAN, METAL ALT YAPI, KÖPRÜ, HASSAS BAĞLANTININ MODELLENMESİ VE ÇALIŞMA MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI.....	24
3.3.	ÇALIŞMA GRUPLARI.....	27
3.4.	MATEMATİKSEL MODELLERİN ELDE EDİLMESİ.....	31
3.5.	MATERYAL DEĞERLERİ.....	32
3.6.	YÜKLEME SENARYOLARI VE SINIR KOŞULLARI.....	32
3.6.1.	YÜKLEME SENARYOSU.....	34
3.6.2.	SINIR KOŞULLARI.....	35
3.7.	KUANTİTATİF MODEL BİLGİLERİ.....	35
3.8.	SİSTEMLERİN BİRLEŞTİRİLMESİ VE KEMİK İMLANT BAĞLANTI DURUMU....	36
4.	BULGULAR.....	37
4.1.	DIŞ-İMLANT DESTEKLİ RİJİT RESTORASYONDA İMLANTIN ‘PIER ABUTMENT’ OLARAK KULLANILDIĞI MODELİN İNCELENMESİ.....	37
4.2.	DIŞ-İMLANT DESTEKLİ RİJİT RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	40
4.3.	DIŞ-İMLANT DESTEKLİ RİJİT VE MEZİAL KANATLI RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	43
4.4.	DIŞ-İMLANT DESTEKLİ RİJİT VE DİSTAL KANATLI RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	46
4.5.	DIŞ-KISA İMLANT DESTEKLİ RİJİT RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	49
4.6.	DIŞ-AÇILI İMLANT DESTEKLİ RİJİT RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	52
4.7.	DIŞ-İMLANT DESTEKLİ VE NON-RİJİT BAĞLANTILI RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	55
4.8.	DIŞ-KISA İMLANT DESTEKLİ VE NON-RİJİT BAĞLANTILI RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	58

4.9. DİŞ-AÇILI İMPLANT DESTEKLİ VE NON-RİJİT BAĞLANTILI RESTORASYON VARLIĞINDAKİ MODELİN İNCELENMESİ.....	62
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ	73
7. KAYNAKÇA	75



TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1. Doğal diş ile implant arasında bulunan farklılıklar	7
Tablo 2. İmplant-diş destekli restorasyonlar üzerine yapılan bazı çalışmalardaki başarı oranları	12
Tablo 3. İmplant-diş destekli restorasyonlarda rijit veya non-rijit bağlantıyı öneren araştırmacılar	13
Tablo 4. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (MPa) ve Poisson oranları	32
Tablo 5. Dişlere uygulanan oblik kuvvet değerleri	33
Tablo 6. Dişlere uygulanan vertikal kuvvet değerleri.....	33
Tablo 7. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları	35

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. ‘Visible Human Project’ (The National Library of Medicine (NLM), FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) açık kaynak tomografi verisinden .stl formatında elde edilen model.	22
Şekil 2. Kortikal Kemik	23
Şekil 3. Trabeküler Kemik.....	23
Şekil 4.Kanin Diş	23
Şekil 5.Molar Diş	23
Şekil 6.PDL (kanin).....	24
Şekil 7.PDL (molar).....	24
Şekil 8.İmplant.....	25
Şekil 9. Kısa İmplant	25
Şekil 10. Abutment	25
Şekil 11.Abutment Vidası	25
Şekil 12. Siman.....	25
Şekil 13. Metal Alt Yapı.....	26
Şekil 14. Porselen Köprü.....	26
Şekil 15.Hassas Bağlantı Modeli	26
Şekil 16. Model 1.....	27
Şekil 17. Model 2.....	27
Şekil 18. Model 3.....	28
Şekil 19. Model 4.....	28

Şekil 20. Model 5.....	29
Şekil 21. Model 6.....	29
Şekil 22. Model 7.....	30
Şekil 23. Model 8.....	30
Şekil 24. Model 9.....	31
Şekil 25. Matematiksel model.....	31
Şekil 26. 30° Oblik Yükleme.....	34
Şekil 27. Vertikal Yükleme.....	34
Şekil 28. Sabitleme Noktaları.....	35
Şekil 29. Model 1’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı.....	37
Şekil 30. Model 1’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	37
Şekil 31. Model 1’de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı.....	38
Şekil 32. Model 1’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	38
Şekil 33. Model 1’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı.....	38
Şekil 34. Model 1’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	39
Şekil 35. Model 1’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı.....	39
Şekil 36. Model 1’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	39
Şekil 37. 13 ve 17 numaranın doğal diş-15 numaranın implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı birinci model.....	39
Şekil 38. Model 2’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı.....	40
Şekil 39. Model 2’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	40
Şekil 40. Model 2’de vertikal kuvvet altında kortikal implantta oluşan stres dağılımı.....	41

Şekil 41. Model 2’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	41
Şekil 42. Model 2’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	41
Şekil 43. Model 2’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	42
Şekil 44. Model 2’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	42
Şekil 45. Model 2’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	42
Şekil 46. 14 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı ikinci model.....	43
Şekil 47. Model 3’te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	43
Şekil 48. Model 3’te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	43
Şekil 49. Model 3’te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	44
Şekil 50. Model 3’te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	44
Şekil 51. Model 3’te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	44
Şekil 52. Model 3’te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	45
Şekil 53. Model 3’te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	45
Şekil 54. Model 3’te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	45
Şekil 55. 15 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve 14 numaranın kanat olarak planlandığı rijit bağlantıya sahip üçüncü model	46
Şekil 56. Model 4’te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	46
Şekil 57. Model 4’te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	46
Şekil 58. Model 4’te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	47
Şekil 59. Model 4’te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	47
Şekil 60. Model 4’te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	47

Şekil 61. Model 4'te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	48
Şekil 62. Model 4'te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	48
Şekil 63. Model 4'te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	48
Şekil 64. 13 numaranın doğal diş-15 numaranın implant olduğu ve 16 numaranın kanat olarak planlandığı rijit bağlantıya sahip dördüncü model	49
Şekil 65. Model 5'te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	49
Şekil 66. Model 5'te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	49
Şekil 67. Model 5'te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	50
Şekil 68. Model 5'te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	50
Şekil 69. Model 5'te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	50
Şekil 70. Model 5'te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	51
Şekil 71. Model 5'te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	51
Şekil 72. Model 5'te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	51
Şekil 73. 13 numaranın doğal diş-16 numaranın kısa implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı beşinci model	52
Şekil 74. Model 6'da vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	52
Şekil 75. Model 6'da vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	53
Şekil 76. Model 6'da vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	53
Şekil 77. Model 6'da vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	53
Şekil 78. Model 6'da oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	54
Şekil 79. Model 6'da oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	54
Şekil 80. Model 6'da oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	54

Şekil 81. Model 6’da oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	55
Şekil 82. 13 numaranın doğal diş-16 numaranın açılı implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı altıncı model	55
Şekil 83. Model 7’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı.....	55
Şekil 84. Model 7’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	56
Şekil 85. Model 7’de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	56
Şekil 86. Model 7’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	56
Şekil 87. Model 7’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	57
Şekil 88. Model 7’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	57
Şekil 89. Model 7’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	57
Şekil 90. Model 7’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	58
Şekil 91. 14 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı yedinci model.....	58
Şekil 92. Model 7’de hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli	58
Şekil 93. Model 8’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı.....	59
Şekil 94. Model 8’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	59
Şekil 95. Model 8’de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	59
Şekil 96. Model 8’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	59
Şekil 97. Model 8’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	60
Şekil 98. Model 8’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	60
Şekil 99. Model 8’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	60
Şekil 100. Model 8’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı.....	61

Şekil 101. 13 numaranın diş-16 numaranın kısa implant olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı sekizinci model	61
Şekil 102. Model 8’de hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli	61
Şekil 103. Model 9’da vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	62
Şekil 104. Model 9’da vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı	62
Şekil 105. Model 9’da vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı	63
Şekil 106. Model 9’da vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	63
Şekil 107. Model 9’da oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı	63
Şekil 108. Model 9’da oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı.....	64
Şekil 109. Model 9’da oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı.....	64
Şekil 110. Model 9’da oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı	64
Şekil 111. 13 numaranın diş-16 numaranın açılı implant olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı dokuzuncu model	65
Şekil 112. Model 9’da hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli.....	65

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

PDL: Periodontal ligament

POM: Polioksimetilen

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

Ni-Cr: Nikel krom

Cr-Co: Krom-kobalt

Zr: Zirkonyum

GHz: Giga-Hertz

Sn: Saniye

°C: Santigrat derece

MPa: Megapaskal

N: Newton

mm²: Milimetre kare

µm: mikrometre

mm: milimetre

ÖZET

Üst Çene Arka Bölgede İmplant-Diş Destekli Sabit Protetik Tedavi Seçeneklerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İncelenmesi

Diş eksikliklerinin neden olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik kayıpların rehabilitasyonu protetik diş tedavilerinin temel konusudur. Günümüzde hastaların estetik beklentilerindeki artış ve gelişen teknoloji eksik dişlerin tamamlanmasında diş hekimine ve hastalara farklı restorasyon tipleri arasında seçim yapma imkânı tanımaktadır. Çok sayıda diş eksikliği; geleneksel diş destekli köprü, diş destekli kantilever köprü, maryland köprü, implant destekli köprü ile restore edilebilmektedir. Bununla birlikte, bazı durumlarda sabit bölümlü protezlerin desteklenmesi için diş-implant kombinasyonunun kullanılması birçok çalışmada araştırılmış ve araştırılmaya devam etmektedir. Anatomik (sinüs sarkması, sinir yakınlılığı, kemik yetersizliği) veya finansal kısıtlamalar söz konusu olduğunda protetik restorasyonlarda doğal diş ile implantlar dayanak olarak birlikte kullanılabilir. Bazı uzun süreli klinik ve laboratuvar çalışmalarında, klinisyenler tarafından ilgili faktörler dikkate alındığında diş-implant bağlantısının istenen başarıyı sağlayabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: İmplant-diş bağlantısı, Rijit bağlantı, Non-rijit bağlantı

ABSTRACT

Evaluation of Implant-Tooth Supported Fixed Prosthesis Treatment Options in the Posterior Maxilla by Finite Element Stress Analysis

The loss of function, phonation and aesthetics caused by tooth deficiencies and the treatment of these deficiencies are the main subjects of prosthetic dental treatments. Today, the increase in the aesthetic expectations of the patients and the developing technology allow the dentist and the patients to choose between different restoration types to complete the missing teeth. A large number of missing teeth; it can be restored with traditional tooth supported bridge, tooth supported cantilever bridge, maryland bridge, implant supported bridge or tooth-implant supported bridges. However, the use of a tooth-implant combination to support fixed partial dentures in some cases has been and continues to be investigated in many studies. Natural teeth and implants can be used together as abutments in prosthetic restorations when anatomical (sinus prolapse, nerve proximity, bone insufficiency) or financial limitation are in presence. Several long-term clinical and laboratory studies have concluded that the dental-implant relationship can achieve the desired success, given the relevant factors by clinicians.

Key Words: Implant-tooth connection, Rigid connection, Non-rigid connection

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Branemark 1952'de osseointegrasyon kavramını ortaya attığından bu yana, çeşitli dental implantlar gelişti ve buna paralel olarak hastalarda daha önce sınırlı olan tedavi seçenekleri arttırıldı (1). Bu durum klinik olarak, ağızda farklı bölgelerde ve sayıda diş eksikliğine sahip hastalara sabit tedavi seçeneği sunarak, hareketli protezlerde karşılaşılan psikolojik ve fonksiyonel limitasyonları azaltmaktadır (2). Ancak horizontal ve vertikal kemik yetersizliği, operasyon bölgesine doğru sinüsün sarkması (3), mandibular veya mental sinirlerin operasyon bölgesine yakın olması (4) gibi anatomik sınırlamaların olduğu durumlarda veya hastanın sosyo-ekonomik durumunun kısıtlı olduğu vakalarda diş hekimleri, hastanın kaybolan fonksiyonlarını eski haline getirmek için doğal dişleri dental implantlarla birlikte dayanak olarak kullanarak implant-diş destekli restorasyonları tedavi alternatifi olarak düşünebilmektedir (5).

Doğal dişlerin kemik dokusu ile ilişkisi; farklı mekanizmalarla gelen kuvvetleri krestal kemiğe en az iletecek şekilde tasarlanmıştır. Destekleyici dokulara iletilen yük miktarının belirlenmesinde periodontal membranın, sinir-kan damarları kompleksinin, oklüzyonun ve destekleyici kemiğin tipi etkilidir. Doğal dişlerin kök yüzeyini kaplayan doku, viskoelastik bir kuvvet emici olarak görev görmektedir. Bu özelliğinden dolayı doğal dişlere gelen kuvvetlerde krestal bölgedeki kemik yapısına gelen stres miktarı azalmaktadır (6). İmplantın kemik ile ilişkisine bakıldığında ise doğal dişlerde görülen bu elastikiyet yoktur. Bu nedenle okluzal yükün oluşturduğu stres tam olarak dağılamayarak implantın özellikle boyun bölgesindeki kemikte yoğunlaşarak ilerleyen dönemlerde kemik kaybına sebebiyet verebilmektedir (7). Doğal dişlerin ve dental implantların biyomekanik özellikleri ve yükleme sonrası hareketliliği farklıdır (8). Sekine ve ark. 10 poundluk yükleme kuvveti altında dental implantın dikey hareketliliğinin yaklaşık 2-5 μ m olduğuna dikkat çekti (9). Buna karşılık, doğal dişlerin yüklenmesi üzerine Adell ve ark. periodontal ligament (PDL) nedeniyle dikey hareketliliğin 28 μ m olabileceğini gösterdi (10). Ayrıca 500 gr. lateral kuvvete sahip sağlıklı doğal dişler 56-108 μ m hareketliliğe ulaşacaktır (11). Doğal diş ve bir implant aynı restorasyonda kullanıldığında, ikisi arasındaki hareketlilik farkı nedeniyle protez sistemindeki stres aktarımı homojen olmamaktadır. Bu durumun oluşturacağı başlıca riskler; implant çevresinde kemik rezorpsiyonu ve doğal diş intrüzyonudur (12). Doğal dişler

ve implantlar arasındaki hareketlilik miktarındaki farkı telafi etmek için birçok araştırmacı, stres kırıcı olarak rijit olmayan bağlantı sistemini önermektedir (13)(14)(15). Teorik olarak mantıklı görünen bu sistem birçok biyolojik ve mekanik komplikasyonlara da yol açmaktadır. Rijit sistemlerin ise gelen stresleri daha homojen dağıttığı ve oluşabilecek komplikasyonları azalttığı birçok çalışma tarafından gösterildi (16)(17)(18)(19).

İmplantların biyomekanik durumunu ağız içinde araştırmanın birçok zorluğu bulunmaktadır. Biyomekanik çalışma yöntemleriyle detaylı olarak gözlenmesi zor olan protez-implant-kemik kompleksi alanlarındaki çekme, basma ve eşdeğer gerilmeleri belirlemek bu yöntemle başarılı şekilde mümkün olmaktadır Bu nedenle gerekli değerlendirmeler ve araştırmalar için in vitro çalışmalar günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (20) (21).

Bu tez çalışmasının amacı; üst çene arka bölgede implant-diş destekli rijit ve non-rijit bağlantıya sahip sabit protetik restorasyonların ve kanat dizaynına sahip implant-diş destekli sabit protetik restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesidir.

Hipotezler:

1. Non-rijit bağlantıya sahip restorasyonlarda homojen olmayan stres dağılımı beklenmektedir.
2. Distal kanat dizaynına sahip restorasyonlarda, mezial kanat dizaynına sahip restorasyonlara kıyasla artmış stres değerleri beklenmektedir.
3. Vertikal kuvvet altındaki stres değerleriyle kıyaslandığında, oblik kuvvetlerde artmış stres değerleriyle karşılaştırılması beklenmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

İmplant sözcüğü; Latince “in” içerisinde, içerisinde ve “planto” ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmaktadır (22). Dental implantlar ise kaybedilen dişin veya dişlerin yerine sabit ya da hareketli protetik restorasyonlara destek sağlamak amacıyla uygulanan, biyouyumlu ve fonksiyonel materyaller olarak tanımlanmaktadır (23).

Kısmi veya tam dişsiz hastaların protetik açıdan tedavisi sabit restorasyonlar veya hareketli protezlerle mümkündür. Çoğu zaman tüm kurallara dikkat edilerek yapılmış tam ve bölümlü hareketli protezler kullanıldığında dahi, sabit protetik restorasyonlar kadar memnuniyet verici olmamakta ve hastalar çeşitli adaptasyon problemleriyle karşılaşmaktadır. Bu sebepten dolayı kullanım kolaylığı ve psikolojik konfordan dolayı sabit protetik restorasyonlar hastalar tarafında daha çok tercih edilmektedir (24). Diş eksiklikleri, geleneksel diş destekli restorasyonlar, implant destekli restorasyonlar ve bu tür restorasyonların çeşitli nedenlerle uygulanamadığı durumlarda diş-implant destekli restorasyonlar ile sabit restorasyon şeklinde rehabilite edilebilmektedir (25)(26).

2.1. İmplant-Diş Destekli Restorasyonların Gerekli Olabileceği Durumlar

Profesör Per-Ingvar Branemark tarafından osseoentegre implantların tanıtılmasından bu yana oral rehabilitasyonda belirgin gelişmeler sağlanmıştır (27). İmplantlar dişsiz hastaların tedavisinde tekli veya çoklu protetik restorasyonlarda bağımsız destek olarak kullanılmaktadır. Ancak horizontal ve vertikal kemik yetersizliği, operasyon bölgesine doğru sinüsün sarkması, mandibular veya mental sinirlerin operasyon bölgesine yakın olması gibi anatomik sınırlamaların olduğu durumlarda veya hastanın sosyo-ekonomik durumunun kısıtlı olduğu durumlar implant tedavisinde kısıtlamalara sebep olmaktadır (3)(4)(28). Diş-implant destekli sabit protetik restorasyonların esas endikasyonu çenelerin arka bölgelerinde implant cerrahisini sınırlayan anatomik limitasyonların varlığıdır (19). Çenelerde yeterli kemik hacminin bulunmadığı arka bölgeler klinisyenlere ön bölgede var olan doğal diş veya dişleri kullanarak implant-diş destekli restorasyonların kullanımını düşündürmektedir. Ayrıca kısaltılmış ark şeklinde dizayn edilmiş restorasyonlarda fonksiyonun devam ettiği bilindiğinden implant-diş destekli restorasyonlarda bu dizayn kullanımını da göz önüne alınmalıdır (19).

Diş-implant destekli restorasyonların kullanımındaki en büyük endişe kaynağı implant ile diş arasındaki biyomekanik farklılıklardır (29)(30).

2.1.1. Dental İmplantlar ile Doğal Dişler Arasındaki Biyomekanik Farklar

Dental implantların esas amacı, doğal dişlerin kökünü taklit ederek protetik restorasyonlara dayanak olmaktır. Ancak dayanak olarak kullanılacak implant ile diş arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Doğal diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle destek alveol kemiği arasında bulunan periodontal membranın implant-kemik ara yüzeyinde bulunmamasıdır (31). Doğal dişlerin kemik dokusu ile ilişkisi; farklı mekanizmalarla krestal kemiğe dağılacak kuvvetleri en aza indirecek şekilde tasarlanmıştır. Destekleyici dokulara iletilen yük miktarının belirlenmesinde periodontal membranın elastik modülünün, sinir-kan damarları kompleksinin, oklüzal kuvvetin büyüklüğü ve destekleyici kemiğin tipi etkilidir. Doğal dişleri kaplayan doku viskoelastik şok emici görevi görmektedir. Özellikle bu doku, krestal bölgedeki kemik yapısına gelen stres miktarını önemli ölçüde azaltmaktadır (31).

Ayrıca implant-kemik yüzey kompleksi doğal dişlerde görülen elastikiyete sahip değildir. Bu sebepten dolayı gelen kuvvetlerle oluşan stres hem absorbe edilmemekte hem de homojen olmayacak şekilde dağılarak streslerin belirli alanlarda yoğunlaşmasına sebebiyet verebilir. Bu farklılıklardan dolayı implant çevresindeki kemiğe denk olan aşırı stresler implant ve kemik sağlığı yönünden yüksek oranda risk oluşturmaktadır (18). Ayrıca kuvvetin süresi ve büyüklüğü, dişleri çevreleyen kemiğin gerilmesi üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bunun nedeni, periodontal bağ ve doku esnekliğinin viskoelastik yapıda olmasıdır (32).

Doğal dişlerin periodontal ligamentler sayesinde soketlerinde yer değiştirmesi 25-100 µm iken, osseointegre dental implantların yer değiştirmesi ortalama 3-5 µm olarak görülmektedir. Doğal dişin nispeten daha geniş bir aralığa sahip olması farklı kuvvet koşullarına implanttan daha fazla adaptasyon sağladığını düşündürmektedir. İmplantlar, gelen kuvvetler altında bir eğilme momentine maruz kalmaktadır. Gelen kuvvetlerin eşik değeri aştığı durumlarda implant çevresinde kemik kayıpları başlamaktadır. Daha sonra bu durum implantın osseointegrasyonunda bozulmaya sebep olarak implant kaybına sebebiyet vermektedir (33). Ayrıca doğal diş ve implantlara gelen yüklerin karşılaştırıldığı bir

çalışmada doğal dişlerdeki dokunma algısının değeri 11.5 gr. olduğu, implantlar için bu dokunma algısının değerinin ise 100.6 gr. olduğu bildirildi. Bu durumun implant-diş bağlantılarında hastanın uygulayacağı kuvvetlere doğal bir sınır getireceği şeklinde yorumlanabilir (8).

İmplant ile diş arasındaki bir başka farklılık ise periodontal ve peri-implanter dokularda bulunan kollajen liflerin yönüdür. Bu kollajen lifler doğal dişlerde uzun aksa dik uzanırken, implant çevresinde paralel olarak devam etmektedir. Kollajen liflerdeki bu farklılıklar yatay kuvvetlere karşı oluşacak duyarlılıklarda fark oluşturmaktadır. Uzun aksa dik uzanan kollajen lif grubu lateral hareketleri karşı daha iyi karşılamaktadır. Bununla birlikte implant etrafındaki kollajen lif gruplarının yönleri ve dizilimi bakteriyel kolonizasyonlara daha uygun bir ortam oluşturmakta ve bu durum ilerleyen zamanlarda implant kayıplarına kadar gidebilecek kemik rezorpsiyonlarına sebep olmaktadır (34).

Doğal dişler ve implant arasında farklar karşılaştırılmış ve bu iki yapı arasındaki temel farklılıklar tablo 1’de gösterilmiştir (34)(35).

	Doğal Diş	İmplant
Bağlanma Şekli	Periodontal Ligament	Osseointegrasyon
Bağlantı Epiteli	Hemidesmozomlar Bazal lamina	Hemidesmozomlar Bazal lamina
Konnektif Doku	13 grup lif: - Dikey uzantılar ve diş yüzeyine bağlantı	2 grup: - Paralel ve sirküler lifler - İmplant-kemik yüzeyinde bağlantı yok
Kan Dolaşımı	Yüksek	Düşük
Sondalama Derinliği	3 mm	2.5-5 mm
Aksiyal Hareketler	25-100 µm	3-5 µm
Lateral Hareketlerin Moment Yeri	Kökün 1/3 apikal bölgesi	Krestal kemik
Aşırı Stres Bulguları	- Periodontal ligamentte genişleme - Hareketlilik - Aşınmış yüzey	- Vida - Abutment, protez kırığı veya gevşemesi - Kemik kaybı

	- Fremitus - Ağrı	- İmplant kırığı
Biyolojik Genişlik(mm)	Bağlantı Epiteli: 0,97-1,14 Konnektif Doku: 0,77-1,07 Biyolojik Genişlik: 2,04- 2,91	Bağlantı Epiteli: 1,88 Konnektif Doku: 1,05 Biyolojik Genişlik: 3,08
Basınca Duyarlılık	Yüksek	Düşük
Taşımıcılık Özelliği	Şok emme mekanizması ve dağıtılmış stres	Krestal kemikte stres
Sondlamada Kanama	Daha güvenilir	Daha az güvenilir
Hareket Formları	Birincil Hareket: Ani hareket İkincil Hareket: Progresif hareket	Kademeli hareket

Tablo 1. Doğal diş ile implant arasında bulunan farklılıklar

2.1.2. İmplant-Diş Destekli Restorasyonların Avantajları

Doğal dişler ve dental implantların uzun yıllar önce aynı protetik restorasyonlarda destek olarak kullanılabileceği düşünülmekteydi. Ancak implant ve dişlerin farklı biyomekanik farklılıkların implantta artan bir eğilme hareketi oluşturduğu görüldü. Artan bu stres, implant destekli protezlerin diş implant destekli protezlerden daha başarılı olduğunu gösterdi. Ancak oluşabilecek problemler de göz önüne alındığında potansiyel sorunların kabul edilebilir olabileceği gösterildi (36)(37).

Diş-implant destekli restorasyonların yapılması ile anatomik limitasyona (horizontal ve vertikal kemik yetersizliği, operasyon bölgesine doğru sinüsün sarkması, mandibular veya mental sinirlerin operasyon bölgesine yakın olması) sahip hastalara tedavi alternatifi olmaktadır. Ayrıca implant uygulanacak bölgede kemik yetersizliği mevcut olduğunda uygulanan kemik augmentasyonu, imlant-diş destekli restorasyonla elimine edilebilmektedir. Bu durum cerrahi işlemleri elimine etmekle beraber hastalar için maliyeti de azaltmaktadır (3)(4)(28).

Diş-implant destekli restorasyonlarda var olan doğal diş, proprioepsiyon varlığını sağlayarak hastaların olası fazla kuvvet uygulamasını azaltmaktadır. Aynı zamanda doğal diş varlığı papillayı koruyarak estetik ve fonksiyonel avantajlar da sağlamaktadır (37).

2.1.3. İmplant-Diş Destekli Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar

Dental implantlar doğal dişlerle birlikte kullanıldığında elde edilen avantajlarla birlikte dikkat edilmesi gereken bazı durumlar vardır. Yatay kuvvetler, doğal dişlerde dikey yüklerden daha fazla yer değiştirmelere sebep olur. Örneğin 2 sn'lik bir süre boyunca uygulanan 1 N yatay kuvvetin 150 µm'lik bir harekete neden olduğu, dikey olarak uygulanan aynı kuvvetin ise 15-20 µm'lik bir yer değiştirmeye sebep olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, yatay kuvvetlerin neden olduğu hareketlerin süreye, hıza ve kuvvetin kesin noktasına bağlı olduğu unutulmamalıdır. Bu yatay kuvvetler, bukkolingual ve meziodistal hareketlerin yanı sıra ekstrüzyona neden olabilmektedir (38).

Diş-implant destekli restorasyonlar biyolojik ve teknik farklılıklardan, kullanılan bağlantı türlerinden (rijit/rijit olmayan), restorasyonun vidalı ya da simante olmasından etkilenmektedir. Bu farklılıklar olası komplikasyonlara da etki etmektedir. Bu komplikasyonları biyolojik ve mekanik olarak ayırmak mümkündür. Doğal dişteki fizyolojik hareketlilik ile mobilitesi bulunmayan implant arasındaki fark, restorasyonun doğal dişteki dayanak kısmının kanat gibi hareket etmesine sebebiyet vermektedir. Bu durum implantın iki kat fazla strese maruz kalmasına neden olmaktadır. Bu durum dişte sık karşılaşılan intrüzyonun görülmesine neden olurken implantta da abutment kırığı, vida gevşemesi ve simanın çözülmesine sebep olmaktadır (39). 2017 yılında yapılan bir meta-analiz çalışmasında en sık ortaya çıkan biyolojik komplikasyonlar periapikal lezyon ve intrüzyon olarak belirtildi. İmplant diş destekli protetik restorasyonlarda intrüzyon insidansı değişkenlik göstermektedir. Yapılan çalışmalarda intrüzyon oranı %3 ile %5,2 arasındadır (37). Rieder ve Parel, intrüzyon görülen hastaların %50'sinde parafonksiyonel alışkanlıkların olduğunu bildirdi (40). Araştırmacılar, rijit bağlantılı olmayan restorasyonlarda rijit bağlantılı restorasyonlara göre intrüzyonun daha sık görüldüğünü belirtmekte ve intrüzyon nedeninin hassas bağlantıdaki diş parçasının doğal dişte konumlandırmasından kaynaklandığını bildirmektedir (34)(40). Clarke ve ark. intrüzyon riskini azaltmak için hasta seçiminin doğru yapılmasını, diş preparasyonunun maksimum retansiyon ve rezistansı sağlayacak şekilde yapılmasını, geçici simantasyonun yapılmamasını ve rijit bağlantının kullanılmasını önermektedir (41). Bu komplikasyonları osseointegrasyon kaybı, çürük ve diş dokusunda kırıklar takip etmektedir (16). En sık görülen mekanik komplikasyonlar ise porselende kırık ve vida gevşemesi olarak belirtildi.

Bunları ise desimantasyon ve vida kırıkları takip etmektedir (16). Çeşitli çalışmalar, diş implant destekli protezlerin implant destekli protezlere kıyasla daha fazla teknik komplikasyon gösterdiğini bildirmektedir (42)(43). Naert ve ark. diş-implant destekli protezlerde %5 ve %10 oranında mekanik komplikasyon riski olduğunu belirtmektedir (42).

Ayrıca Nickenig ve ark. bağlantı tiplerinin komplikasyonlarla olan ilişkisi üzerine yaptığı çalışmada rijit bağlantıya sahip restorasyonlarda %5,35 oranında komplikasyonla karşılaşmışken rijit olmayan bağlantıya sahip restorasyonlarda bu oranın %35 olduğu bildirilmiştir (25). Naert ve ark.'nın implant-implant ve diş-implant destekli sabit protetik restorasyonlarda meydana gelen kemik kayıplarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, her iki restorasyon tipinde de kemik kaybıyla karşılaşıldığı ancak diş-implant destekli restorasyonlarda kemik kaybının daha fazla olduğu bildirildi. Ayrıca bu çalışmada non-rijit bağlantıya sahip restorasyonlarda daha fazla kemik kaybıyla karşılaşıldığı gözlemlendi (44). Bununla birlikte periodontal parametrelerle ilgili olarak Lindh ve ark., iki protez tipi (rijit/rijit olmayan) arasında plak ve kanama indekslerinde bir fark olmadığını bildirmişlerdir (45). Arka bölgede diş-implant destekli 3 üyeli bir restorasyon üzerine yapılmış in vivo çalışmada restorasyona gelen yüklerin daha çok implant dayanağına geldiği görülmektedir (46).

2.1.4. İmplant-Diş Destekli Restorasyonların Uygulanmasında Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

Bir kronun tutuculuğu, destek dişin çapı ve boyuyla doğru orantılıdır. Molar dişler, premolarlardan daha büyük yüzey alanına sahip oldukları için retansiyonları daha fazladır. Kron boyunun artmış olması özellikle arklar arası mesafenin sınırlı olduğu durumlarda etkili olabilir. Arklar arası mesafenin azaldığı durumlarda tutuculuğu arttırmak, estetik sonuçları geliştirmek ve hijyeni sağlamak için periodontal cerrahiyle kron boyunu uzatmak büyük avantaj sağlamaktadır. Diş-implant destekli restorasyonlarda dayanak dişin kron boyunun yeterli retansiyonu sağlayacak şekilde olması önerilmektedir (34).

Kron-kök oranı, alt çenenin tüm hareketlerinde restorasyon üzerine gelecek lateral kuvvetler açısından oldukça önemlidir. Lateral kuvvetlerin, diş üzerinde destek noktanın kret tepesi olduğu 1. sınıf kaldıraç etkisine yol açtığı bilinmektedir. Sabit protetik restorasyonlara dayanak olan dişler özellikle lateral hareketlerin yıkıcı kuvvetlerinden

mümkün olduğunca korunabilirse oluşabilecek riskler büyük ölçüde elimine edilmiş olacaktır. Ayrıca restorasyona dahil edilecek doğal dişler arttırıldığında proteze gelen kuvvetler daha fazla noktaya dağıtacağından dayanaklarda oluşacak stres kaynaklı risklerin de elimine edileceği düşünülmektedir (29)(47). Ayrıca polioksimetilen (POM) materyalinin, implanta uygulanan kuvvetlerin büyük bir kısmını absorbe ettiği ve PDL'nin hareketine benzediği için diş-implant destekli restorasyonlarda bu materyalin geçici olarak kullanılabilir bir materyal olarak önerilmektedir (48)(49).

Rijit implanta splintlenen doğal dişin herhangi bir mobiliteye sahip olmaması gerekmektedir. Diş-implant destekli sabit protetik restorasyon planlanırken bu kurala azami ölçüde uyulması önerilmektedir. Aksi takdirde mobiliteye sahip dişin diğer dayanaklara destek sağlamak yerine ekstra yük getireceği unutulmamalıdır. Hiçbir mobilite göstermeyen doğal diş gerekli durumlarda osseointegre implanta bağlanabilmektedir (42)(50). Ayrıca dayanak sayısının artırılması da gelen streslerin dağıtılması açısından önemli olduğu bildirilmektedir (34). İmplant-diş destekli restorasyonlarda dayanak implanta ekstra bir stres geleceğinden oklüzal kontaklar, yükleri doğal dişlere de dağıtacak şekilde uyumlandırılmalı ve implant üzerine gelecek aşırı stresten kaçınmak için modifiye edilmelidir (47).

Aynı zamanda ön bölgeye planlanmış diş-implant bağlantılı tasarımlarda implantlara yatay yükler, arka diş bağlantılı tasarımlara kıyasla daha fazla iletilmektedir. Böyle bir durumda implantın mesial komşusuna bağlanması, biyomekanik olarak implant üzerine aşırı stres oluşturması nedeniyle daha riskli olacağı düşünülmüştür. Dolayısıyla implantların arka dişlere bağlanması dişlerin kök sayısının ve yüzey alanının daha fazla olması açısından da implant-diş destekli restorasyonlarda başarıyı arttıracak bir kriter olarak göz önüne alınmalıdır (34).

Özellikle üst çene implant-diş destekli restorasyonların planlandığı durumlarda restorasyonların birden fazla implantla desteklenmesi önerilmektedir. Diş-implant destekli restorasyonlar iki veya daha fazla implant ile desteklendiğinde ise, gövdeye en yakın implant üzerinde baskı stresi olurken, en uzak implantta fleksiyon stresi oluştuğu görülmektedir (51).

Çalışmalarda abutment-implant bağlantısının da diş-implant bağlantılı restorasyonların başarısını etkileyeceği görülmektedir. De Paula ve ark. yaptığı çalışma,

internal hegzagonal bağlantılı abutmentların eksternal hegzagonal bağlantılara göre implantta oluşturacağı stres açısından daha başarılı sonuç vereceğini göstermektedir (52).

İmplant-diş destekli restorasyonlarda kullanılacak bağlantı türü (rijit/non-rijit) bu tür restorasyonlar yapılırken dikkatlice seçilmelidir. Çünkü yapılan çalışmalar, komplikasyon oranlarının protez bağlantı türünden etkilendiği, rijit olmayan bağlantıda daha yüksek oranda komplikasyonun meydana geldiği görülmektedir (16)(17). Aynı zamanda restorasyonun vidalı veya simante olup olmaması da komplikasyon riskini etkilemektedir. Komplikasyonların rijit olmayan vida tutuculu protezlerde daha yüksek oranda meydana geldiği görülmektedir (25).

Bu tip yapılacak restorasyonlar belirli şartlarda çeşitli faktörler göz önüne alınarak yapıldığında başarılı şekilde uygulanabilmektedir (25). Yapılan bir meta-analiz çalışmasında diş-implant destekli restorasyonlarda 5 yıl sonundaki implant sağ kalım oranının %90,1, 10 yıl sonundaki sağ kalım oranının ise %82,1 olduğu görülmektedir. Aynı çalışmada sabit protetik restorasyonların sağ kalım oranının ise 5 yıl sonunda %94,1, 10 yıl sonunda %77,8 olduğu görülmektedir (53). İmplant-diş destekli restorasyonlar üzerine yapılan birçok çalışmadaki başarı oranları ise tablo 2’de gösterilmektedir.

	Yayın Yılı	Bağlantı Türü	Takip Süresi (Yıl)	Başarı Oranı (%)
Rammelsberg ve ark.	2013	Rijit	3	98.2
Wolleb ve ark.	2012	Belirtilmemiş	5	100
Akça ve ark.	2008	Rijit	2	100
Nickenig ve ark.	2006	Rijit	5	95
		Non-Rijit	5	75
Bragger ve ark.	2005	Belirtilmemiş	10	70.2
Cordaro ve ark.	2005	Rijit	5	96
		Non-Rijit	5	94.4
Pjetursson ve ark.	2004	Belirtilmemiş	5	95.5
			10	77.8
Lang ve ark.	2004	Belirtilmemiş	5	90.1
			10	82.1
Tangerud ve ark.	2002	Rijit	3	97
Block ve ark.	2002	Belirtilmemiş	5	90.6
Mau ve ark.	2002	Belirtilmemiş	5	79.5
Bragger ve ark.	2001	Rijit	5	94.5

Kindberg ve ark.	2001	Belirtilmemiş	5	89.8
Lindh ve ark.	2001	Rijit	2	96
Hosny ve ark.	2000	Non-Rijit	6.5	100
Gunne ve ark.	1999	Rijit	10	85

Tablo 2. İmplant-diş destekli restorasyonlar üzerine yapılan bazı çalışmalardaki başarı oranları

2.2. İmplant-Diş Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Bağlantı Çeşitleri

Diş eksikliğinin gözlemlendiği bölgeleri restore ederken implant-implant veya diş-diş destekli protetik restorasyon yapılamadığında dayanaklar arasındaki farklılıklardan dolayı rijit veya non-rijit bağlantılar kullanılmaktadır. Rijit bağlantılarda genellikle patriks ve matris parçalarını rijit bir şekilde sabitleyen bir sabitleme vidası bulunmaktadır. Rijit olmayan ataşmanlarda ise bir anahtar ve anahtar yuvası gibi düşünülmüş, herhangi bir sabitleme vidası kullanılmadan tasarlanmış dişi ve erkek parça bulunmaktadır (16). Lindh ve ark.'nın yaptığı çalışma implant-diş destekli restorasyonlarda en fazla kullanılan tasarımın tek bir parça şeklinde planlanmış rijit bağlantı (%55) olduğu görülmektedir. Bu tasarımı, aksiyel ve yatay kilitli sistemlerin olduğu hassas bağlantılı tasarımların (%29) takip ettiği bildirildi. En az sıklıkta kullanılan tasarımların ise dayanak dişte kopinglerin tasarlandığı sistemler olarak gözlemlendi (19).

Biyomekanik açıdan araştırıldığında, iki tip dayanak arasındaki bağlantının rijit mi yoksa non-rijit mi olması gerektiği, her iki bağlantı türünü savunan araştırmacılar arasında uzun zamandır tartışılan bir konudur (14)(29)(54). Teorik (55), deneysel (46) ve klinik (32) çalışmalar rijit olmayan bağlantı kullanımını önerirken, birçok araştırmacı ise rijit olmayan bağlantının biyolojik ve mekanik komplikasyon riskini artırdığını bildirerek rijit bağlantı kullanımının daha iyi sonuçlar verebileceğini bildirmektedir (16)(17)(18)(26)(56). Ayrıca Nickenig ve ark., diş-implant destekli sabit restorasyonların, implant destekli sabit restorasyonlarla karşılaştırılabilir sonuçlar gösterdiğini ancak bu başarıya yalnızca rijit bağlantı kullanıldığında ulaşılabileceğini bildirmektedir (25). İmplant-diş destekli restorasyonların radyografilerinin incelendiği bir çalışmada, rijit bağlantının tercih edildiği durumlarda implant çevresinde daha fazla kemik kaybının yaşandığı bildirildi (28). İmplant-diş destekli restorasyonlarda rijit ve non-rijit bağlantılar üzerine çalışma yapan ve bu bağlantı türlerinden birini öneren araştırmacılar tablo 3'te gösterilmektedir.

Rijit Bağlantı	Yayın Yılı	Non-Rijit Bağlantı	Yayın Yılı
Tsaousoglou ve ark.	2017	Koosha ve ark.	2013
Cordaro ve ark.	2005	Kumar ve ark.	2011
Lang ve ark.	2004	Naert ve ark.	2001
Tangerud ve ark.	2002	Breeding ve ark.	1995
Block ve ark.	2002	Kirsh ve Ackermann	1986
Naert ve ark.	2001	Bechelli ve ark.	1992
Lindh ve ark.	2001		
Gross ve Laufer	1997		
Pesun ve ark.	1999		
Olsson ve ark.	1995		
Fugazzoto ve ark.	1999		

Tablo 3. İmplant-diş destekli restorasyonlarda rijit veya non-rijit bağlantıyı öneren araştırmacılar

2.2.1. Rijit Bağlantılar

Restorasyonun uzun ömürlü olması için gerekli olan minimum esnemeyi sağlamak amacıyla sabit veya tam protezlerde kullanılan materyallerin belirli kalınlıklara sahip olması gerekmektedir. Rijit bir protez elde etmek için 0,3 mm metal alaşım veya 0,5 mm yüksek soylu alaşımla birlikte $3 \times 3 \text{ mm}^2$ boyutunda konektör gereklidir. Bu konsept uzun yıllardır geleneksel protezlerde başarıyla kullanılmaktadır. Metal alt yapının rijitliği, üstteki materyalde (akrilik veya porselen) kırılma riskini ciddi oranda azaltmaktadır. Aynı zamanda dayanaklardaki simanın aşınmasını da büyük oranda engellemektedir (57). Misch ve Ismail yaptıkları çalışmada, restorasyonlarda oluşan streslerin dayanaklara iletilmeden önce bir kısmının rijit materyalde dağılım gösterdiğini bildirirken, gövde ile dayanak arasına planlanmış non-rijit bağlantının ise gelen streslerin dağılımını değiştirerek homojen olmayan stres dağılımına sebep olacağını bildirmektedir (47).

2.2.2. Rijit Olmayan Bağlantılar

Rijit olmayan bağlantılar üzerine yapılmış sonlu elemanlar analiz çalışmasında, rijit olmayan bağlantı noktasındaki hareketliliğin, aksiyal yük altında diş ve implant arasındaki hareketlilik farkını telafi edebileceği ve implant etrafındaki kemik üzerinde oluşabilecek aşırı stresi önleyebileceği görülmektedir (15)(58). Bununla birlikte Koosha ve ark., rijit ve rijit olmayan bağlantılı üç farklı implant-diş destekli restorasyon dizaynı yapılmış modeli karşılaştırdı ancak modeller arasındaki sonlu eleman analizi stres dağılımının önemli ölçüde farklı olmadığını bildirdi (14). Gövde ve diş arasında rijit olmayan bağlantı kullanılmasının daha iyi sonuç vereceğini düşünen araştırmacılar, bu bağlantının implant ile diş arasındaki mobilite farklılığının kısmen de olsa tolere edileceğini düşünseler de; rijit olmayan bağlantının kullanıldığı bir çok vakada birçok biyomekanik komplikasyonun ve diş intrüzyonun gözlemlendiği rapor edilmektedir (28)(59).

Hassas tutucular iki ya da daha fazla parçadan oluşabilmektedir. İki parçalı sistemler genellikle dişi ve erkek parça adı verilen iki kısımdan oluşmaktadır. Bu iki parça birbirine uyumlu bir şekilde bağlanabilme özelliğine sahip olduğu görülmektedir (60). Rijit olmayan bağlantı kullanılan protezler gelen kuvvetleri en yakın dayanağa yoğunlaştırmaktadır (58). Özcelik ve ark. yaptıkları çalışmada dik yüklemde rijit olmayan bağlantının dişi parçasının diş tarafında yer aldığı tasarımda implant çevresinde en yüksek gerilmeleri gözlemlemişlerdir. Hem dik hem oblik yüklemde, implantların çevresindeki en düşük gerilmeler ise rijit olmayan bağlantının erkek parçasının implant tarafında yer aldığı tasarımda görülmüştür. Dik yüklemelerde rijit olmayan bağlantının implant tarafına yerleştirildiği tasarımlarda, diş tarafına yerleştirilen tasarımlarla karşılaştırıldığında implant çevresindeki gerilme değerlerinin daha düşük olduğu gözlenmiştir (58).

Hassas tutuculu bağlantılar sabit ve hareketli hassas tutucu bağlantılar olarak sınıflandırılabilir. Sabit hassas tutucularda, dişi ve erkek parça arasında herhangi bir hareketlilik söz konusu değilken, hareketli hassas tutucularda ise dişi ve erkek parça arasında sınırlı hareketlilik görülmektedir. Bu tür tutucuların avantajı, stresleri destek dişlere zarar vermeden çevredeki yumuşak dokuya ileterek destek dişe gelebilecek kuvvetleri azaltmaktadır. Bu durum hassas tutuculu bağlantıların kuvvet kırıcı gibi davranabileceğini göstermektedir (61). Hassas bağlantıların birçok sınıflandırılması olsa da Preiskel şekillerine göre prefabrike tutucuları 5 grup altında toplamıştır (62).

1. Kron İçi Tutucular

- Tamamen sürtünme kuvveti ile tutuculuk sağlayanlar
- Mekanik kilitlenme ile tutuculuk sağlayanlar

2. Kron Dışı Tutucular

3. Stud Tutucular

4. Bar Tutucular

- Bar üniteler
- Bar eklemler

5. Yardımcı Tutucular

Ayrıca Sherring-Lucas ve Martin, hassas tutucuları bağlantı şekline göre; sürtünmesel bağlantılılar, mekanik tutuculuk sağlayanlar, mıknatıslılar ve vidalı bağlantılılar olarak sınıflandırmışlardır (63). Diş-implant bağlantısını inceleyen birçok araştırmacı çalışmalarında implanta gelen vertikal kuvvetleri azaltabilmek amacıyla restorasyonlarda sürgü tipi hassas bağlantı planladıkları görülmektedir (58)(64).

2.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Var olan herhangi bir materyal veya yapının, karşılaşılabileceği düşünülen stresler altında nasıl bir cevap vereceğini öngörmek o materyalin kullanımından önce gereklidir. Bu durum diş hekimliğinde kullanılan materyaller için de gereklidir (60). Stres analiz yöntemleri, esasen teorik ve deneysel olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Teorik metotlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirirken, deneysel yaklaşımlar, daha çok ilgili materyalin modellenmesi ile elde edilen verilen analizini içermektedir (65).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde sınıflandırılabilir (60);

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik Kuvvet Analiz Yöntemi

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

2.3.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Modelde oluşan iç baskıları direkt olarak gösterebilen ve bu baskı ve gerilim yerlerini gözle görülen ışık kümeleri haline çeviren analiz yöntemidir. Bazı ortamların stres altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonuna dayanak iki fiziksel prensiple çalışmaktadır. Işık, Nicol prizmasından geçtiğinde polarize olmaktadır. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde materyali farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşmektedir. Bu faz farkı polariskopla incelenerek, oluşan gerilme düzeyleri tespit edilmektedir (60). Bu yöntem, materyaldeki kritik gerilme noktalarının ve düzensiz geometrideki gerilme yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir ve kuvvet analizi yapılmak amacıyla uygulanan farklı analitik metotlardan farklı olarak ortaya çıkan ani kesintilerdeki gerilme dağılımı net olarak gözlenmektedir (66). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, 3 boyutlu, 2 boyutlu ve yarı 3 boyutlu olmak üzere üç farklı teknikte uygulanabilmektedir (65). Şu ana kadar implant-diş destekli sabit protetik restorasyonlarda, gelen kuvvetlerin implant ve doğal diş çevresinde oluşturdukları streslerin değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. (29)(39)(58).

2.3.2. Gerinim Ölçer Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer analiziyle, stres altında olan materyallerde meydana gelen doğrusal şekil farklılıkları tespit edilmektedir. Bu değişiklikleri tespit eden cihazlar mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklere sahiplerdir (60). Sıklıkla kullanılan gerinim ölçer çeşidi metalik yaprak şeklini destekleyen destekleyen yalıtkan esnek bir fondan oluşmaktadır. Gerinim ölçer materyale uygun bir adezivle bağlanmaktadır. Cisim deforme olduğunda ise, metalik yaprak da deforme olmakta ve elektrik direnci değişmektedir (66)(67)(68). Elektriksel gerinim ölçer yönteminde ise, materyalde meydana gelen değişiklikler yapı içinde elektriksel direnci arttırmakta veya tam aksine iletken cihaz,

materyale bası uygulayarak elektriksel direnci azaltacaktır. Dolayısıyla materyal içinde meydana gelen stres miktarı elektriksel direncin ölçülmesiyle belirlenmektedir (67)(68).

2.3.3. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi

Kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analizi yapılacağı zaman incelenecek model yüzeyine özel bir vernik sürülerek fırınlanır. Daha sonra kuvvet uygulaması yapılır. Streslerin yoğun olduğu alanda görülen çatlaklar, kuvvet hattının doğrultusunu göstermektedir (69)(70).

2.3.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi

Holografik interferometri kuvvet analizi yönteminde lazer ışını kullanılmaktadır. Bu yöntemde materyalin üç boyutlu görüntüsü elde edilerek, holografik film üzerinden kaydedilmesi sağlanmaktadır. Bu analiz yöntemi, yüzey değişikliklerin nm boyutunda tespit edildiği ve görünür ışın saçaklarına dönüştürüldüğü bir metottur (69).

2.3.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemi; homojen, izotropik bir materyale, periyodik şekilde yükleme gerçekleştirildiğinde meydana gelen ısı değişikliklerinin, materyaldeki belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile oransal olarak paralellik göstermesi prensibine dayanmaktadır. Bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına çığneme sırasında ulaşılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır (69).

2.3.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem esas olarak, 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 kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine neden olmakta ve bu durum radyotelemetrinin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır (69).

2.3.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

İlk olarak 1960'lı yıllarda havacılık ve uzak endüstrisinde kullanılan, günümüzde ise tıp ve mühendislik alanında sıklıkla kullanılan sonlu elemanlar metodu, biyomekanik sistemin gerçeği taklit ederek elde edilen matematiksel modelin bilgisayar ile çözümlenmesi esasına dayanmaktadır. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri açıklayan matematiksel denklemlere sayısal çözüm getirerek günümüzün en modern ve önemli bilimsel tekniklerinden biri olduğu görülmektedir (69). Bu yöntem klasik analitik yöntemlerle çözülemeyecek düzeyde karmaşık problemlerin çözümünde kullanılır (66).

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 (71). 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 (71). Aynı zamanda onlu elemanlar stres analiz yöntemi ile materyallerin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (72). Geng ve ark. sonlu elemanlar kuvvet analiz yönteminin, yükleme sonucu implant-kemik ara yüzeyinde oluşan stresleri inceleyen araştırmalarda uygulanan en başarılı metot olduğunu bildirdi (73).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diğer yöntemlerle kıyaslandığında birçok avantaja sahiptir. Bu avantajlar şu şekilde özetlenebilir (69)(72);

- Karmaşık geometriye sahip katı materyal modellerin oluşturulma imkânı sağlanabilir.
- Yazılım ve programlar aracılığıyla, modeller gerçeği en yakın şekilde taklit edebilir.
- Birçok sayıda farklı materyal kullanılarak çeşitli modellere sahip olunabilir.
- Gerilme dağılımı ve alanları hassas bir şekilde incelenebilir.
- Uygulanan yüklemelerin, materyal özellikleri ile geometrileri kolayca değiştirilebilir ve analiz kolayca tekrarlanabilir.
- Kısa sürede analiz sonuçlarına ulaşmak mümkündür.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilir.

Bu avantajların yanı sıra bu metot bazı sınırlamalara da sahiptir. Diş hekimliğindeki

materyallerin kompleks ve birçok farklılığa sahip olması bu yöntemin uygulanmasında bazı zorluklar çıkarmaktadır (74). Gerçeğe yakın modellerin elde edilebilmesi için ileri teknoloji ve teknik donanım gerekmektedir. Bu durum bu yöntem için daha fazla zaman ve maliyet ile sonuçlanmaktadır (75). Ayrıca, bu yöntem, içerdiği tüm elemanları; homojen, lineer-elastik ve izotropik olduğunu varsaymaktadır. Bu durum doğal yapılar ile çelişki göstermektedir (73).

2.3.7.1. İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliği çalışmalarının birçok dalında kullanılan bir metottur. Ancak diş hekimliği materyallerin birçok çeşitliliğe ve karmaşıklığa sahip olması iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yönteminde tam olarak taklit edilememektedir (76)(77).

2.3.7.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yönteminin, iki boyutlu yöntemin aksine karmaşık yapıların taklidi için daha uygun bir yöntem olduğu belirtilmektedir. Ancak bu yöntemin de bazı dezavantajları mevcuttur. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan diğer analiz yöntemlerine kıyasla daha fazla mühendislik bilgisi ve tecrübesi gerektirmektedir. Ayrıca, modellenecek biyolojik yapı; düzensiz köşeler ve birden çok farklı materyal içeriyorsa, özellikle de dokular arasında boşluklar ve ince katmanlar mevcutsa, model oluşturmak oldukça zordur (74). Kompleks bir yapının biyomekanik olarak incelenmesinde, iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizi yapılacak yapının geometrik karmaşıklığı, verilerin ne derece kabul edilebilir olduğu ve beklentiler gibi, birçok faktöre bağlıdır (78).

Sonlu eleman stres analiz metodu kullanılarak yapılacak çalışma için bazı verilerin programlara kaydedilmesi gerekmektedir. Kaydedilmesi gereken veriler şu şekilde belirtilmiştir (79):

- Elde edilecek modellerin geometrisini oluşturacak koordinatlar
- Materyallerin geometrisi ve boyutu için uygun eleman türü
- Materyallere özgü olan poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
- Elde edilen modellere uygulanacak kuvvetler

- Elde edilen modellerin sınır koşulları
- Uygulanacak analiz tipi

Sonlu elemanlar stres analizi uygulamasında ilk olarak;

- İncelenecek materyalin gerçek boyutu ve özelliklerine paralel olacak şekilde 2 veya 3 boyutlu model oluşturulur.
- Materyalin geometrisi belirlendikten sonra modeller belirli sayıda 'eleman' olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Daha sonra elde edilen elemanlar 'düğüm' (node) adı verilen belli noktalardan birbirlerine bağlanır. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.
- Modeldeki yapıların materyal özelliklerine ait değerler (Elastisite modülü ve Poisson oranları), sınır ve yükleme koşulları belirlenir.

İkinci adım olarak;

- Sonlu eleman modeli oluşturulur.
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak 'mesh'ler oluşturulur.

Üçüncü adımda ise;

- Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

Son olarak;

- Sonuçlar analiz edilerek, değerlendirilir (80).

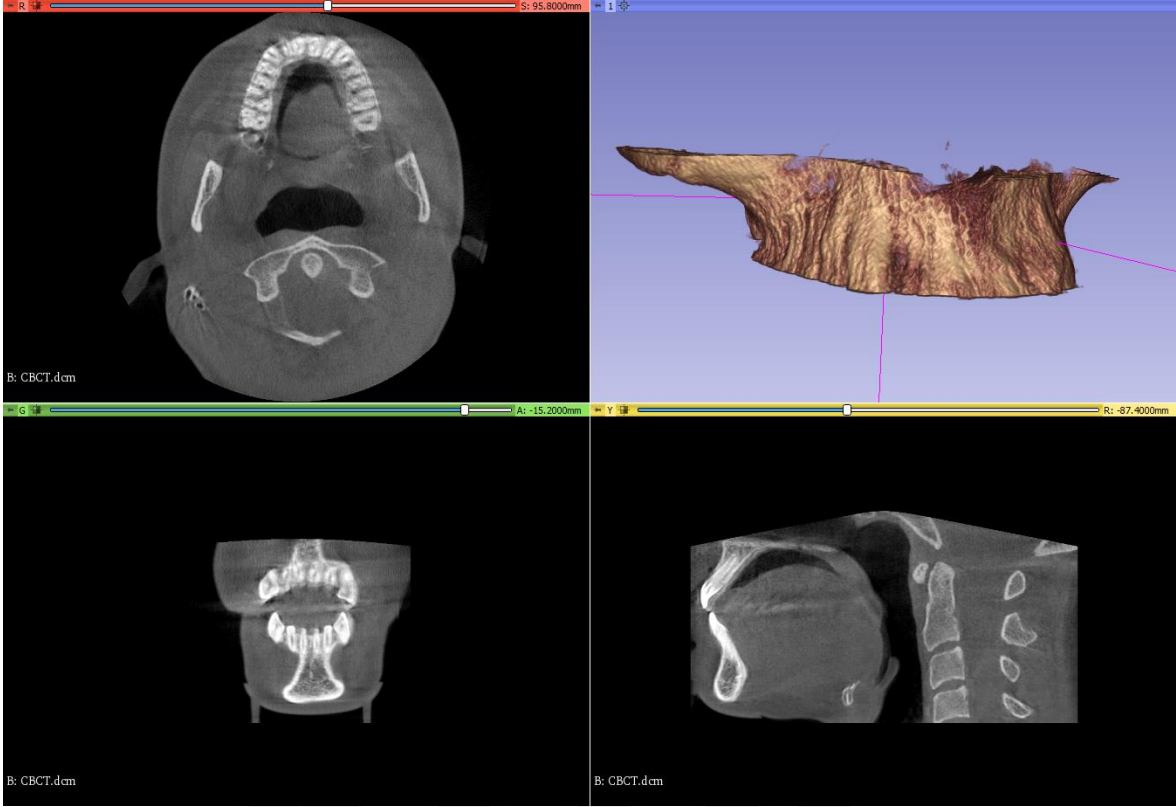
3. MATERYAL METOT

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirildi.

Çalışmamızda üst çene arka bölgede diş eksikliği bulunan ve bu eksikliklerin restore edilmesi için implant-diş destekli rijit ve non-rijit restorasyonlar planlanan 9 model elde edildi. Her modeldeki restorasyon Ni-Cr metal destekli porselen olarak belirlendi. Her bir modele dik ve 30° açılı olmak üzere 2 farklı yükleme koşulu uygulanarak, toplam 18 analiz yapıldı. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, implant ve metal altyapı materyallerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri ölçüldü.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirildi.

“Visible Human Project” (The National Library of Medicine (NLM), Fact Sheets Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) açık kaynak tomografi verisinden .stl model elde edildi ve 3DSlicer yazılımında işlendi. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Altair Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri Altair Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirildi; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı Altair Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanıldı.



Şekil 1. “Visible Human Project” (The National Library of Medicine (NLM), FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) açık kaynak tomografi verisinden .stl formatında elde edilen model.

3.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project (The National Library of Medicine (NLM), Fact Sheets Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) açık kaynak verisinden alınan DICOM formatındaki tomografi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürüldü. Model .stl formatında dışa aktarıldı.

Üç boyutlu model Altair Evolve yazılımına aktarıldı ve burada uygun maksilla kortikal kemik ve diş geometrisi modellendi. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edildi.

Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.25 mm kalınlığında periodontal ligamentler modellendi.

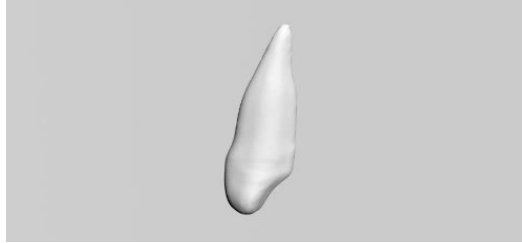
Hazırlanan tüm modeller Altair Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlandı.



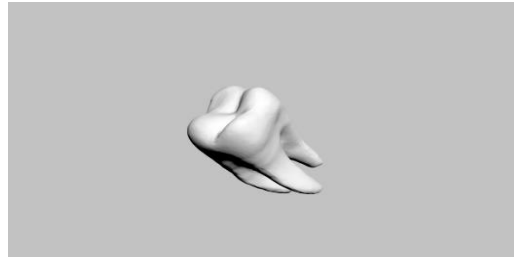
Şekil 2. Kortikal Kemik



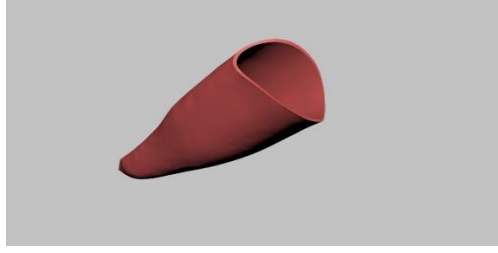
Şekil 3. Trabeküler Kemik



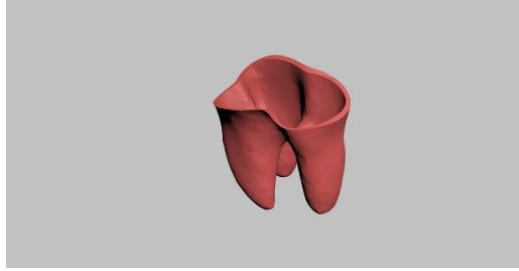
Şekil 4.Kanin Diş



Şekil 5.Molar Diş



Şekil 6.PDL (kanin)



Şekil 7.PDL (molar)

3.2. İmplant, Abutment, Abutment Vidası, Siman, Metal Alt Yapı, Köprü, Hassas Bağlantının Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan implant, abutment ve abutment vidası ürün kataloglarındaki ölçüler esas alınarak Altair Evolve yazılımında modellendi. Üst çene arka bölgeye yerleştirmek için 4.1 mm çapında 10 mm boyunda ve 4.1 mm çapında 6 mm boyunda implant iki farklı şekilde tasarlandı.

Abutmentin dış yüzeyi referans alınarak 30 mikron kalınlığında siman aralığı modellendi. Hassas bağlantının erkek ve dişi parçaları aşağıda belirtilen geometrik ölçülerde Altair Evolve yazılımında modellendi. Parçalar arasında mikron seviyesinde boşluk tanımlandı ve erkek ve dişi parçalar ayrı komponentler olarak modellendi.

Hazırlanan modeller matematiksel modellerin oluşturulması ve kuvvet aktarımının sağlanması için Altair Hypermesh programına aktarıldı.

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için Altair Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapıldı.



Şekil 8. İmplant



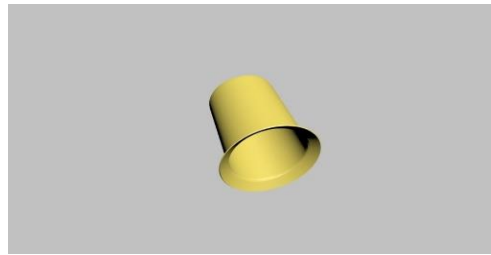
Şekil 9. Kısa İmplant



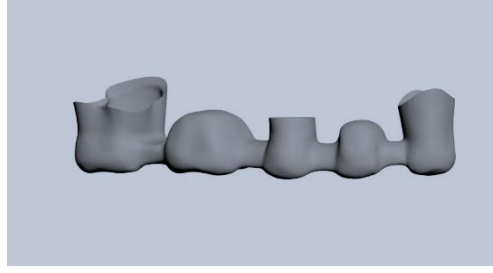
Şekil 10. Abutment



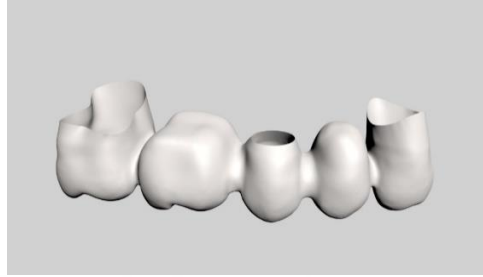
Şekil 11. Abutment Vidası



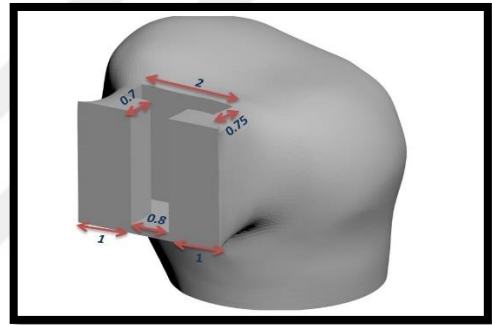
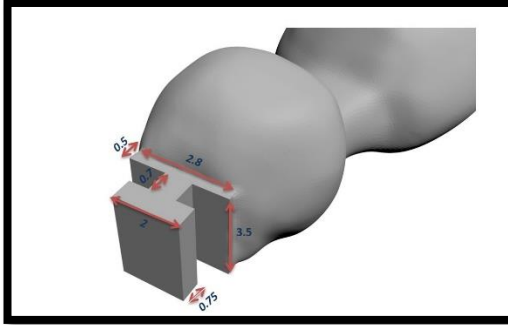
Şekil 12. Siman



Şekil 13. Metal Alt Yapı



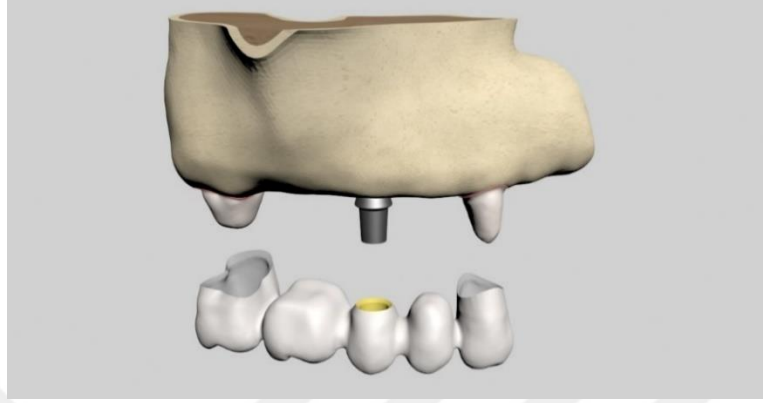
Şekil 14. Porselen Köprü



Şekil 15. Hassas Bağlantı Modeli

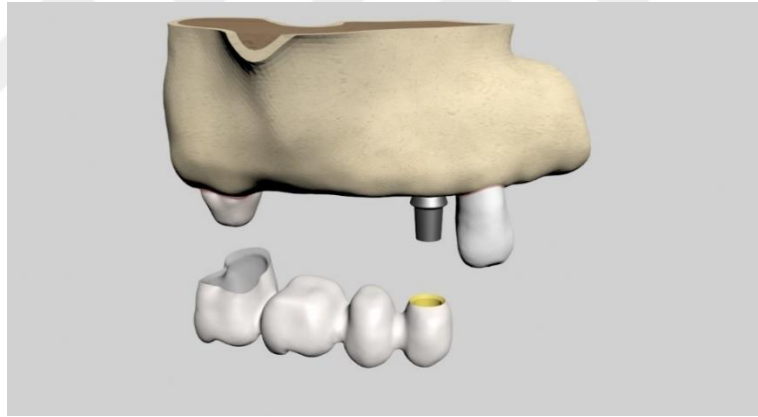
3.3. Çalışma Grupları

Model 1: 13 ve 17 numaranın diş-15 numaranın implant olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



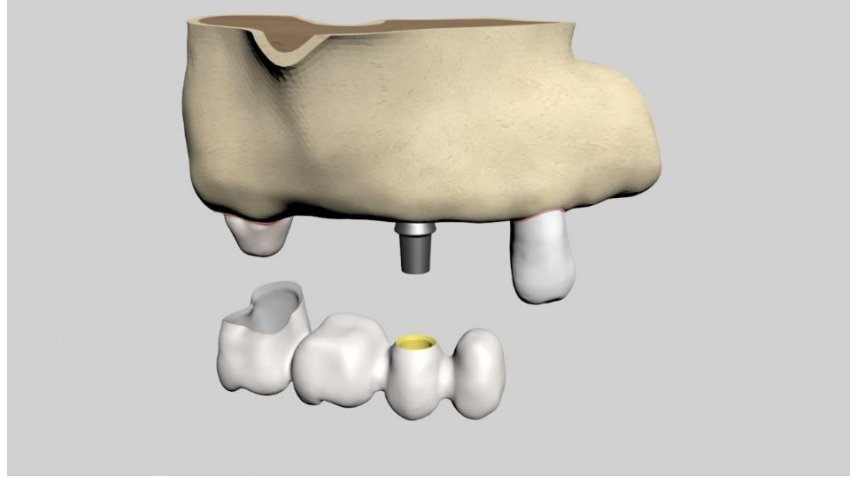
Şekil 16. Model 1

Model 2: 14 numaranın implant-17 numaranın diş olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



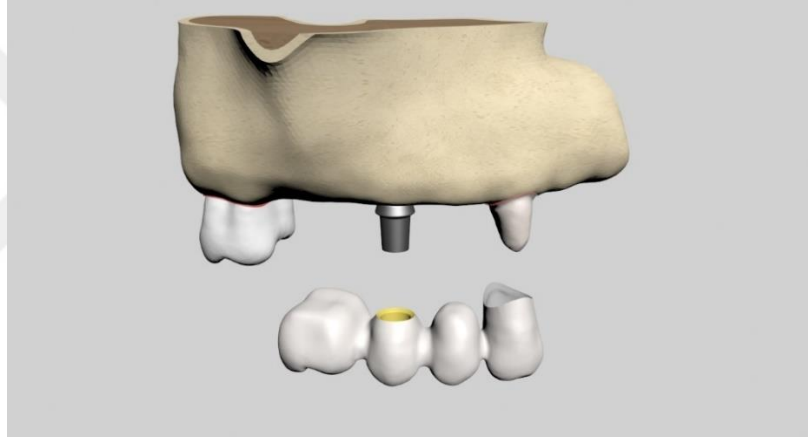
Şekil 17. Model 2

Model 3: 15 numaranın implant-17 numaranın diş ve 14 numaranın kanat olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



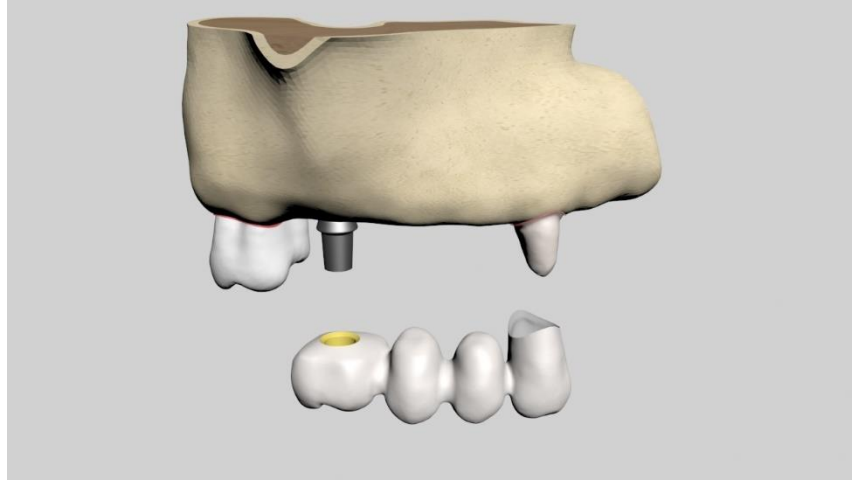
Şekil 18. Model 3

Model 4: 13 numaranın diş-15 numaranın implant ve 16 numaranın kanat olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



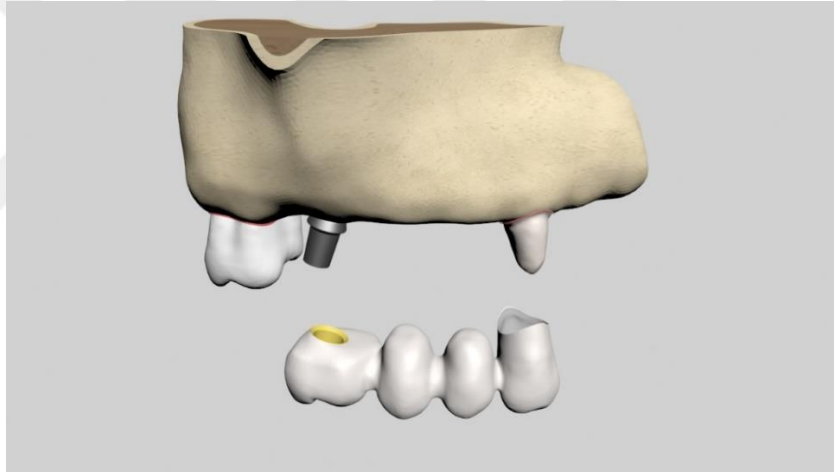
Şekil 19. Model 4

Model 5: 13 numaranın diş-16 numaranın kısa implant olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



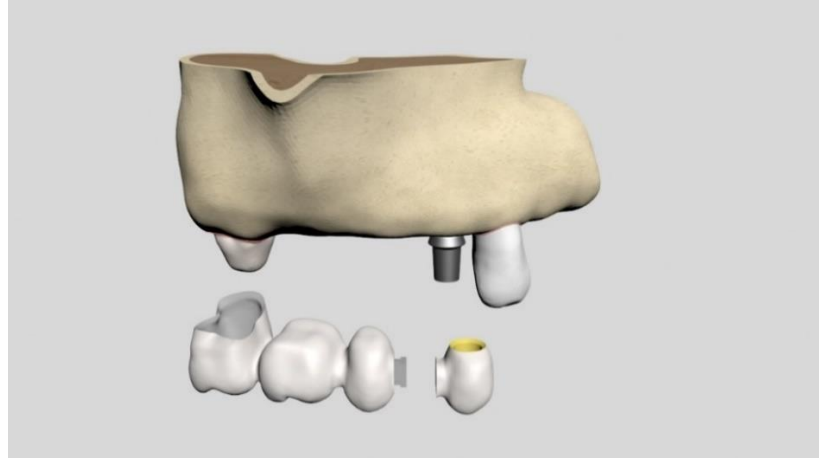
Şekil 20. Model 5

Model 6: 13 numaranın diş-16 numaranın açılı implant olarak planlandığı rijit restorasyona sahip model.



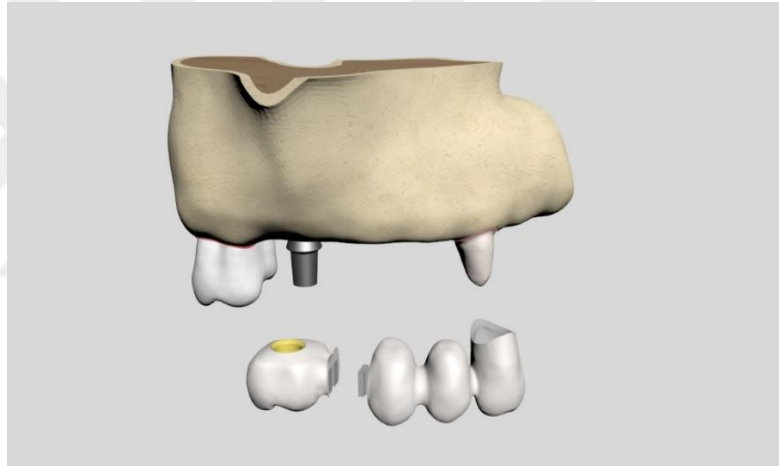
Şekil 21. Model 6

Model 7: 14 numaranın implant-17 numaranın diş olarak planlandığı ve implantın distalinde non-rijit bağlantının bulunduğu restorasyonun modeli.



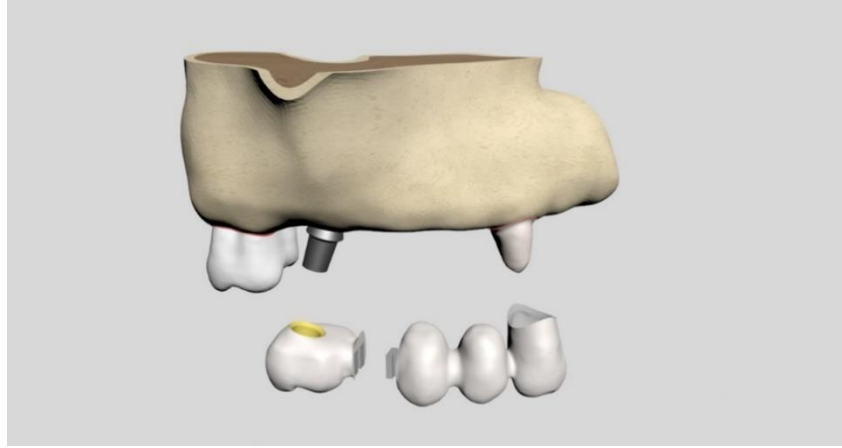
Şekil 22. Model 7

Model 8: 13 numaranın diş-16 numaranın kısa implant olarak planlandığı ve implantın mezialinde non-rijit bağlantının bulunduğu restorasyonun modeli.



Şekil 23. Model 8

Model 9: 13 numaranın diş-16 numaranın açılı implant olarak planlandığı ve implantın mezialinde non-rijit bağlantının bulunduğu restorasyonun modeli.

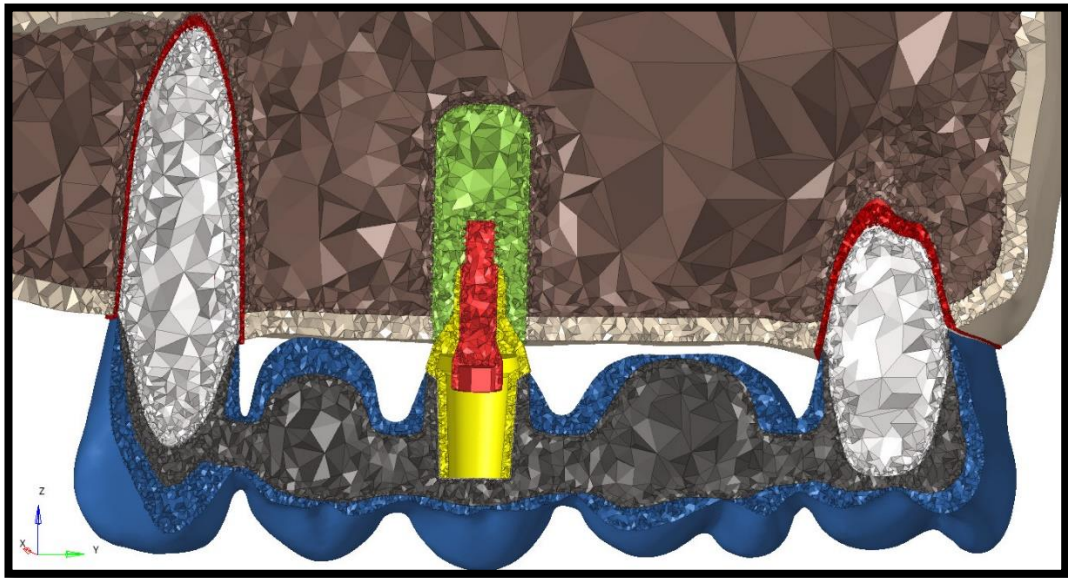


Şekil 24. Model 9

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Altair Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller Altair Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirildi.

Analizlerin yapılabilmesi için, Altair Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında Altair Optistruct analiz programına aktarıldı.



Şekil 25. Matematiksel model

3.5. Materyal Değerleri

Analizlerde elastik modül ve poisson oranları tablo 4'te verilen materyallerin doğrusal (linear) materyal özellikleri kullanıldı. Analizi yapılan modelin materyal özellikleri sayısal olarak tanımlandı.

Materyal	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Mine	19600	0.3
PDL	69	0.45
Dentin	18600	0.31
Titanyum	110000	0.35
Siman	18600	0.28
Nikel-Krom	218000	0.33
Porselen	69000	0.28

Tablo 4. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (MPa) ve Poisson oranları

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

30° OBLİK	Kanın Diş	1.Premolar	2.Premolar	1.Molar	2.Molar
Model 1	100 N	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 2	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 3	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 4	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 5	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 6	100 N	200 N	200 N	200 N	-

Model 7	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 8	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 9	100 N	200 N	200 N	200 N	-

Tablo 5. Dişlere uygulanan oblik kuvvet değerleri

VERTİKAL	Kanin Diş	1.Premolar	2.Premolar	1.Molar	2.Molar
Model 1	100 N	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 2	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 3	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 4	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 5	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 6	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 7	-	200 N	200 N	200 N	200 N
Model 8	100 N	200 N	200 N	200 N	-
Model 9	100 N	200 N	200 N	200 N	-

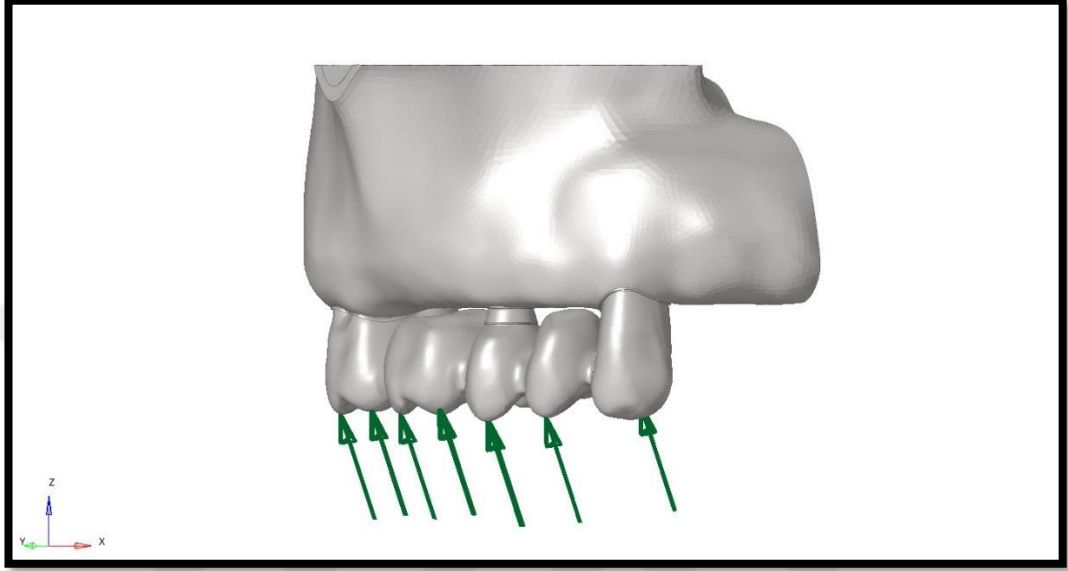
Tablo 6. Dişlere uygulanan vertikal kuvvet değerleri

İki farklı yükleme koşulu altındaki dokuz model için toplamda on sekiz lineer analiz gerçekleştirildi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

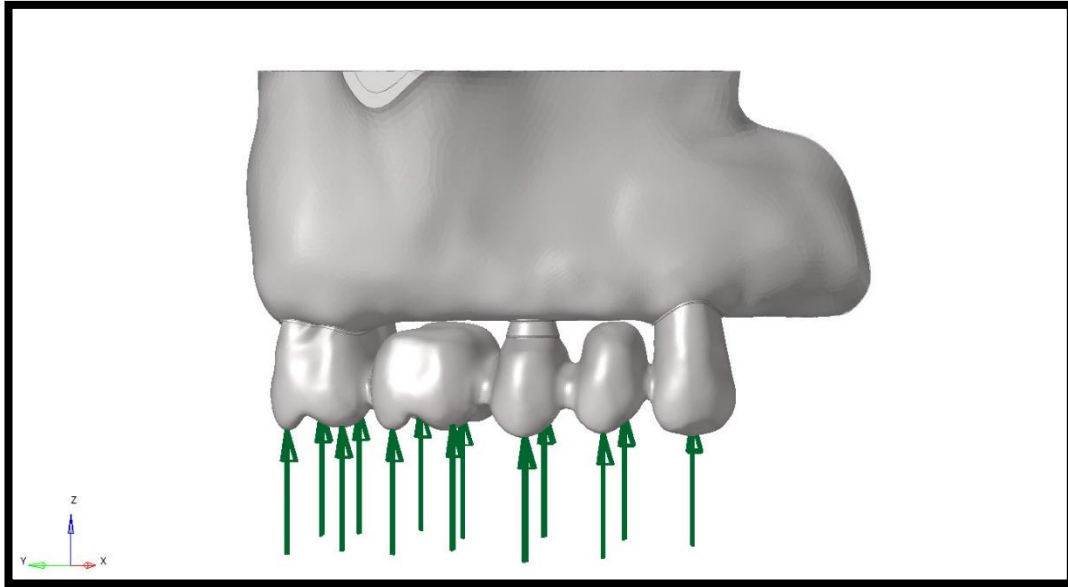
Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçildi.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde ve ön kısmında bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlendi.

3.6.1. Yükleme Senaryosu

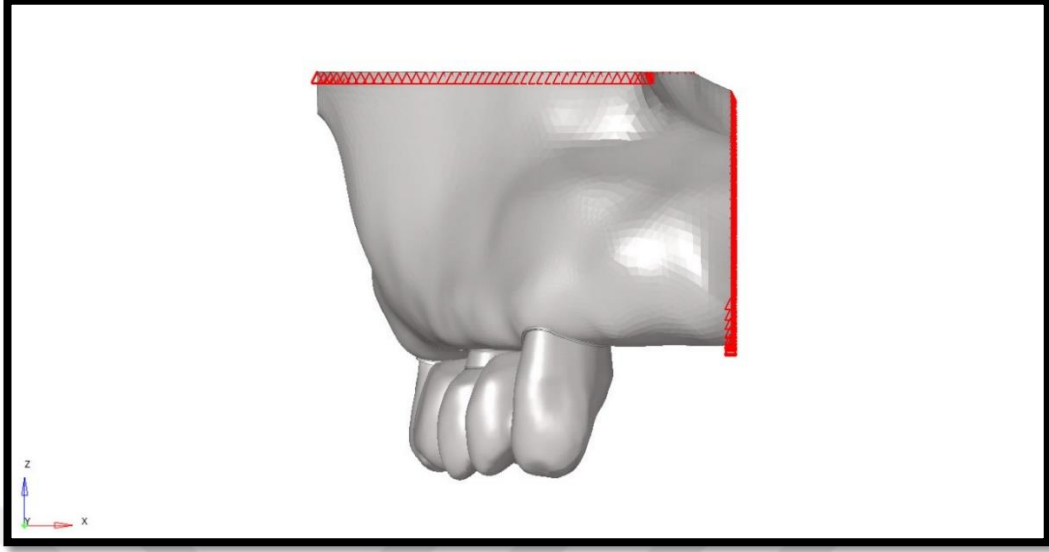


Şekil 26. 30° Oblik Yükleme



Şekil 27. Vertikal Yükleme

3.6.2. Sınır Koşulları



Şekil 28. Sabitleme Noktaları

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dokuz farklı analiz modeli için bilgiler tabloda paylaşıldı. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi.

	Düğüm	Eleman
Model 1	984833	3887811
Model 2	912618	3604017
Model 3	929879	3686723
Model 4	881492	3483224
Model 5	847439	3347031
Model 6	875788	3462492
Model 7	928927	3665725
Model 8	872630	3445390
Model 9	903309	3570793

Tablo 7. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm temas bölgeleri arasında freeze tipi kontak tanımlı gerçekleştirildi. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.



4. BULGULAR

Çalışmamızda üst çene arka bölgede diş eksikliğine sahip implant-diş destekli rijit ve non-rijit restorasyonların tasarlandığı 9 farklı model elde edildi. Her modeldeki restorasyon Ni-Cr metal destekli porselen olarak belirlendi. Her bir modele dik ve 30° açılı olmak üzere 2 farklı yükleme protokolü uygulandı ve her model 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelendi.

4.1. Diş-İmplant Destekli Rijit Restorasyonda İmplantın “Pier abutment” Olarak Kullanıldığı Modelin İncelenmesi

200 N’luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın boyun kısmına denk gelen kısımda kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, basma geriliminde ise kabul edilebilir sınırların dışında yine aynı bölgede yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 29. Model 1’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin yine implantın boyun kısmına denk gelen kısımda yoğunlaştığı ancak bu yoğunluğun sınıra yakın fakat kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



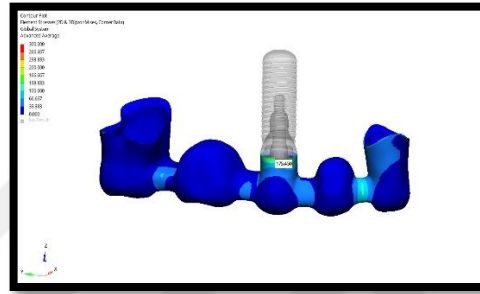
Şekil 30. Model 1’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 31. Model 1 'de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

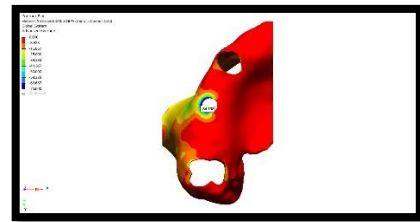
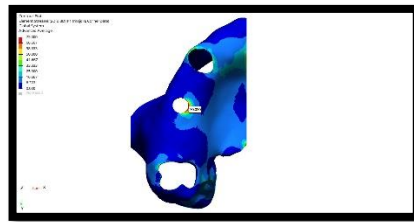
4- Restorasyondaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin abutmentin basamağında yoğunlaştığı ancak bu yoğunluğun kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



Şekil 32. Model 1 'de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N'luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen kısımda sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen kısımda kabul edilebilir sınırlar dışında yoğunlaştığı görüldü.



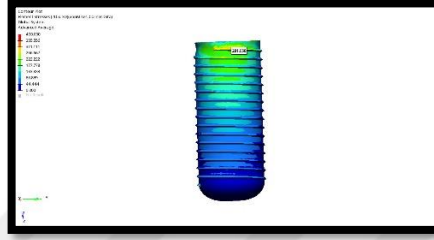
Şekil 33. Model 1 'de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

2- Trabeküler kemikte çekme ve basma geriliminde streslerin implantların boyun kısmına denk gelen yüzeyinde stresin sınırlara yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



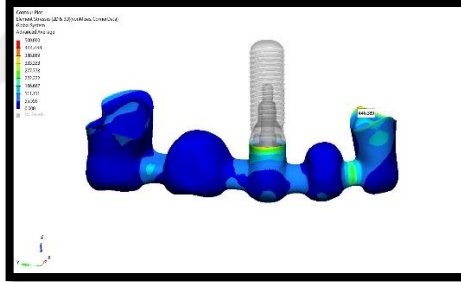
Şekil 34. Model 1 'de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerini incelediğimizde stresin implantın boyun kısmında kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.

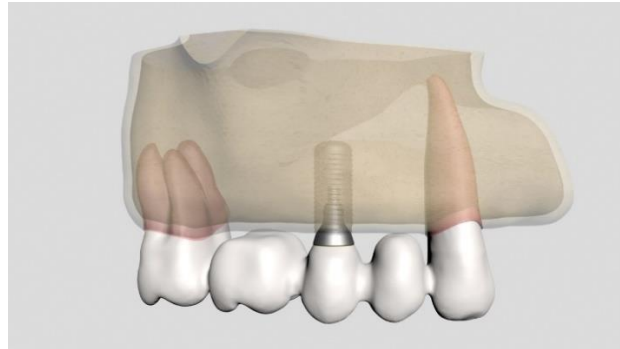


Şekil 35. Model 1 'de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde stresin kanin ve abutmentteki basamakta sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 36. Model 1 'de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 37. 13 ve 17 numaralı doğal diş-15 numaralı implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı birinci model

4.2. Diş-İmplant Destekli Rijit Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

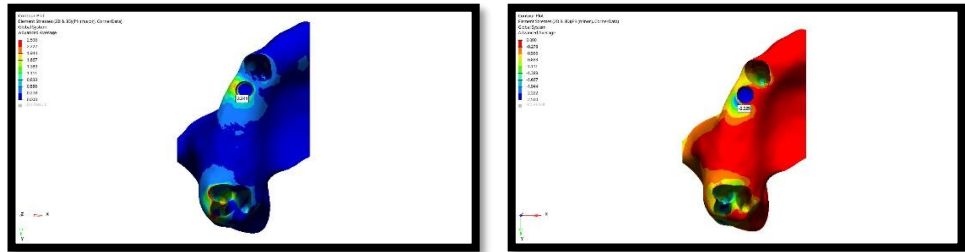
200 N'luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın boyun kısmına denk gelen yüzeyinde, sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise stresin kabul edilebilir sınırlar dışında yine aynı bölgede yoğunlaştığı görüldü.



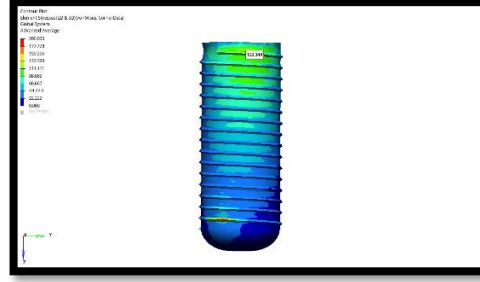
Şekil 38. Model 2'de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmında ve 2. molar dişin furkasyon bölgesine denk gelen kısmında yoğunlaştığı bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



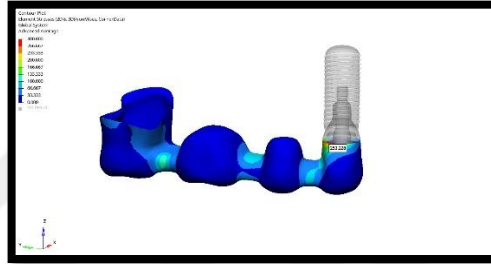
Şekil 39. Model 2'de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerinin ise en yüksek olduğu yerlerin implantın boyun ve apeks kısımları olduğu ancak bu değerlerin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



Şekil 40. Model 2’de vertikal kuvvet altında kortikal implantta oluşan stres dağılımı

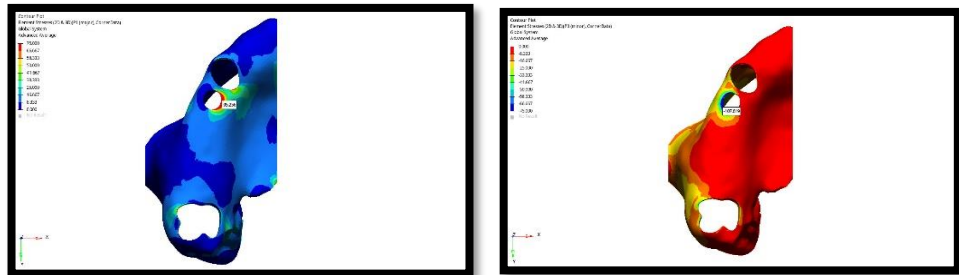
4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmenttaki basamağın pontik kısmına bakan yüzeyinde kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 41. Model 2’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N’luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen kısmında yine kabul edilebilir sınırlar dışında yoğunlaştığı görüldü.



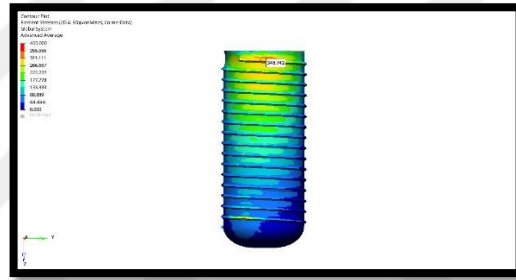
Şekil 42. Model 2’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmında ve 2. molar dişin furkasyon bölgesine denk gelen kısmında yoğunlaştığı bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



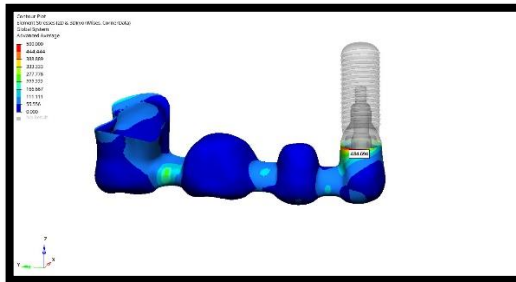
Şekil 43. Model 2’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerinin ise en yüksek olduğu yerlerin implantın boyun ve apeks kısımları olduğu ancak bu değerlerin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.

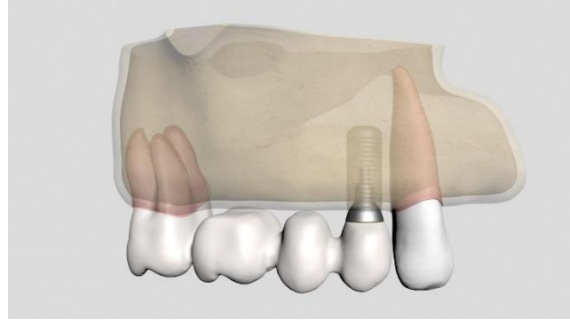


Şekil 44. Model 2’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmentteki basamağın pontik kısmına bakan yüzeyinde sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 45. Model 2’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 46. 14 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı ikinci model

4.3. Diş-İmplant Destekli Rijit ve Mezial Kanatlı Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

200 N'luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın boyun kısmına denk gelen yüzeyinde, kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise stresin kabul edilebilir sınırlar dışında yine aynı bölgede yoğunlaştığı görüldü.



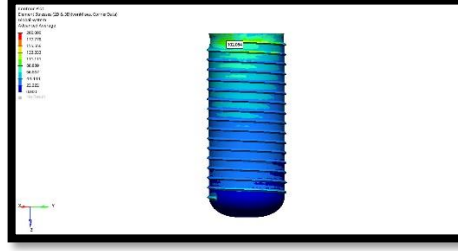
Şekil 47. Model 3'te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmında ve 2. molar dişin furkasyon bölgesine denk gelen kısmında yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



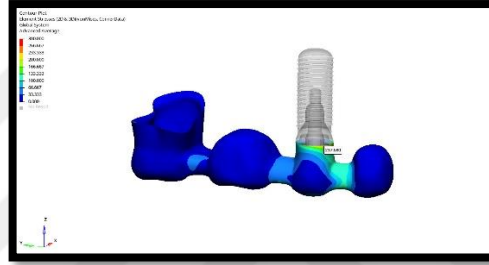
Şekil 48. Model 3'te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 49. Model 3'te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmentteki basamağın kanat kısmına bakan yüzeyinde kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 50. Model 3'te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

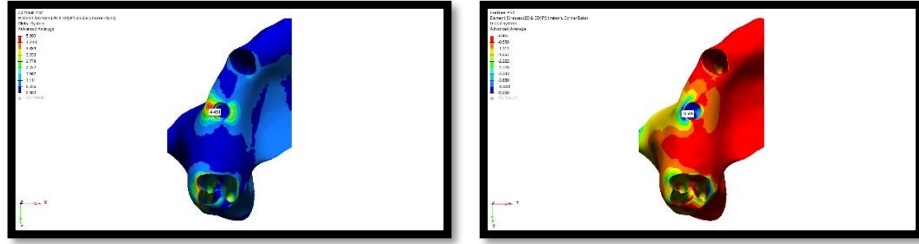
100 N'luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen kısımda yine kabul edilebilir sınırlar dışında yoğunlaştığı görüldü.



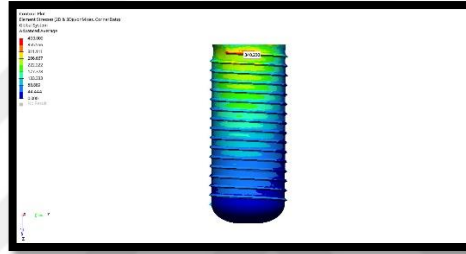
Şekil 51. Model 3'te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmında ve 2. molar dişin furkasyon ve servikal bölgesine denk gelen kısımda yoğunlaştığı; bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



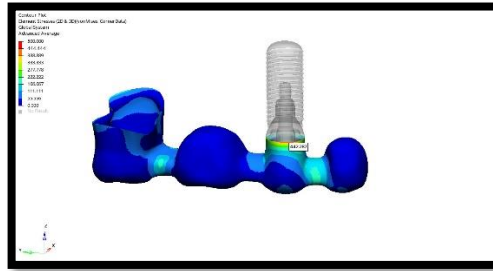
Şekil 52. Model 3'te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

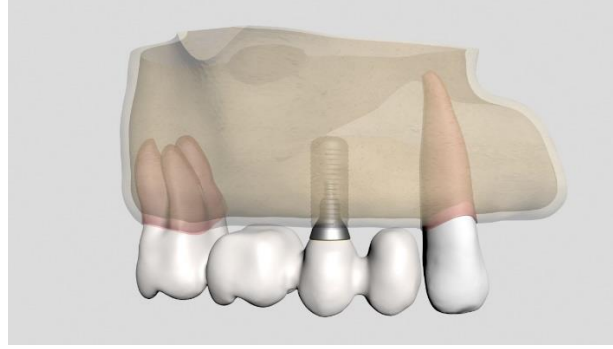


Şekil 53. Model 3'te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmentteki basamağın kanat kısmına bakan yüzeyinde kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 54. Model 3'te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 55. 15 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve 14 numaranın kanat olarak planlandığı rijit bağlantıya sahip üçüncü model

4.4. Diş-İmplant Destekli Rijit ve Distal Kanatlı Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

200 N'luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise stresin kabul edilebilir sınırlar dışında yine aynı bölgede yoğunlaştığı görüldü.



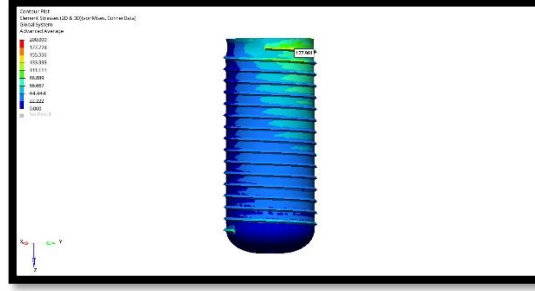
Şekil 56. Model 4'te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın kanat kısmına bakan boyun kısmında ve kanin dişinin apeksine denk gelen kısmında yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



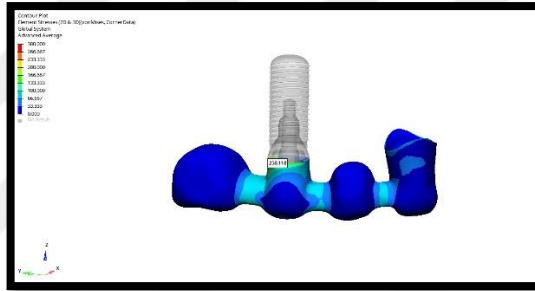
Şekil 57. Model 4'te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 58. Model 4'te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

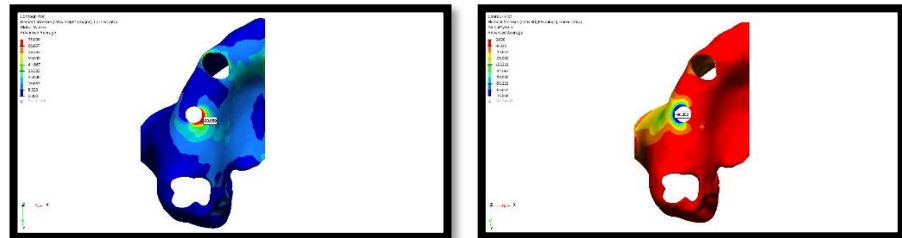
- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmentteki basamağın kanat kısmına bakan yüzeyinde kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 59. Model 4'te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N'luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyde yine kabul edilebilir sınırlar dışında yoğunlaştığı görüldü.



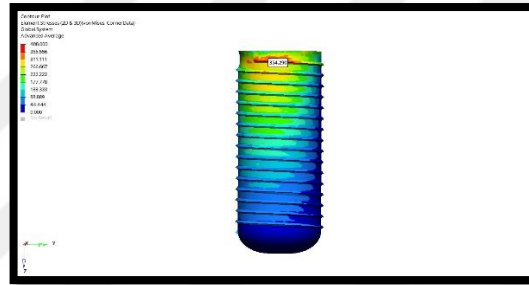
Şekil 60. Model 4'te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmına denk gelen yüzeyinde yoğunlaştığı; bu streslerin sınıra oldukça yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



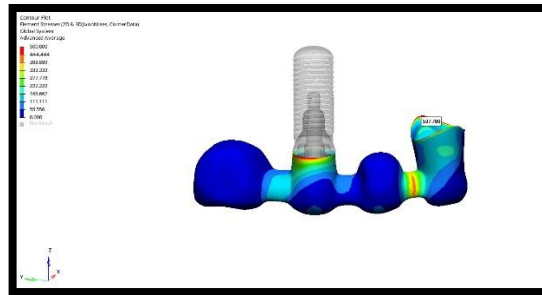
Şekil 61. Model 4'te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

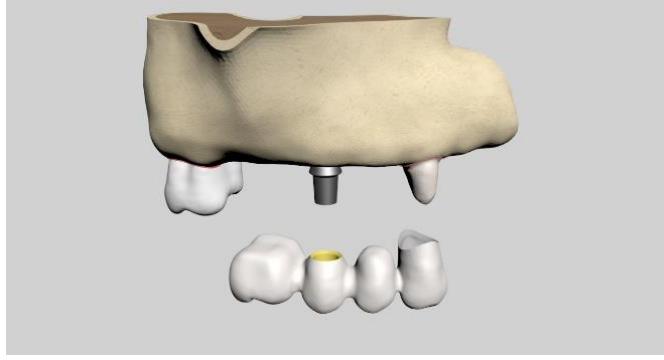


Şekil 62. Model 4'te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin abutmentteki basamağın kanat kısmına bakan yüzeyinde ve kanin dişteki basamakta kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü. Ayrıca kanin dişine yakın konnektör bölgesinde diğer konnektör bölgelerine kıyasla bir stres yoğunluğu görülmüş olup bu stresin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu anlaşıldı.



Şekil 63. Model 4'te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 64. 13 numaranın doğal diş-15 numaranın implant olduğu ve 16 numaranın kanat olarak planlandığı rijit bağlantıya sahip dördüncü model

4.5. Diş-Kısa İmplant Destekli Rijit Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

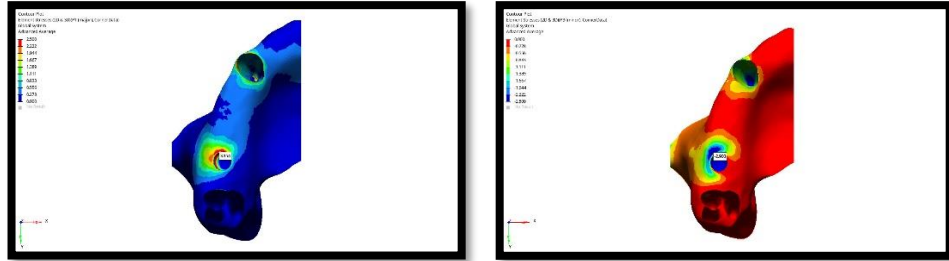
200 N'luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın boyun kısmına ve kanin dişin bukkal yüzeyine denk gelen kısımlarında sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise kortikal kemiğin implantın boyun bölgesine denk gelen kısımlarında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



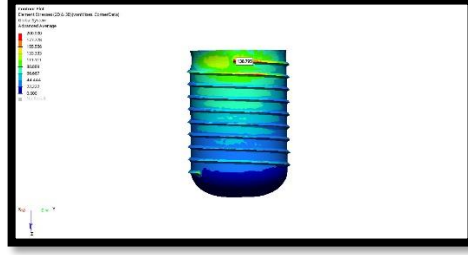
Şekil 65. Model 5'te vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın bukkalindeki boyun kısmına ve kanin dişin apeksine denk gelen kısımlarında kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü.



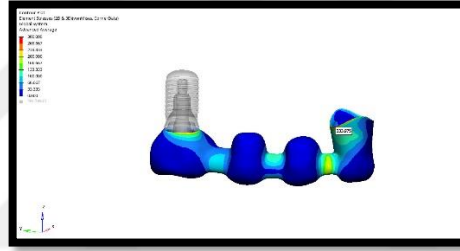
Şekil 66. Model 5'te vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 67. Model 5'te vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun abutment ve kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü. Ayrıca kanin dişine yakın konnektör bölgesinde diğer konnektör bölgelerine kıyasla bir stres yoğunluğu görülmüş olup bu stresin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu anlaşıldı.



Şekil 68. Model 5'te vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

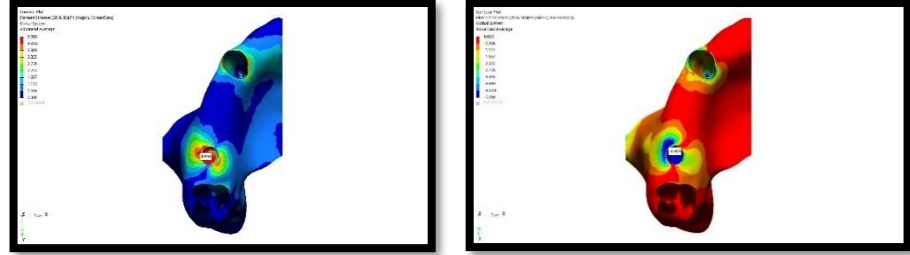
100 N'luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların yine oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 69. Model 5'te oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme geriliminde stresin implantın boyun ve dişin servikal kısımlarına denk gelen kısımlarında sınıra çok yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise stresin implantın boyun ve dişin apeks kısımlarında yine kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



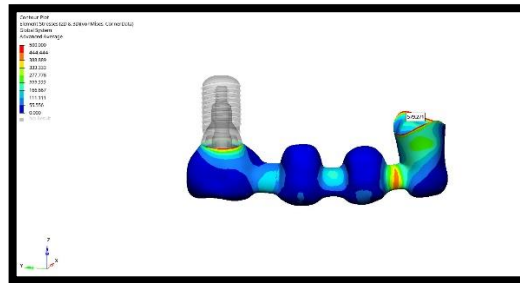
Şekil 70. Model 5'te oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

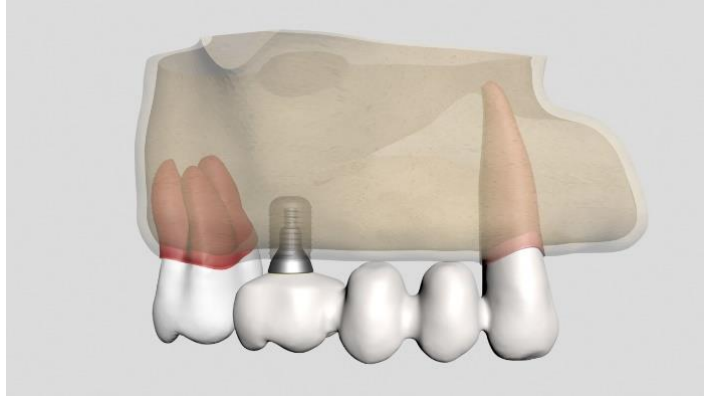


Şekil 71. Model 5'te oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun abutment ve kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü. Ayrıca kanin dişine yakın konnektör bölgesinde diğer konnektör bölgelerine kıyasla bir stres yoğunluğu görülmüş olup bu stresin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu anlaşıldı.



Şekil 72. Model 5'te oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

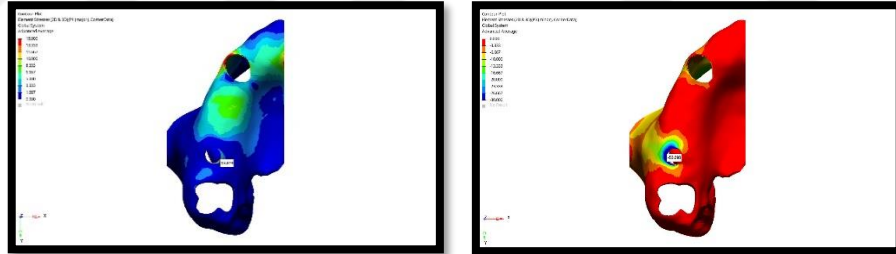


Şekil 73. 13 numaranın doğal diş-16 numaranın kısa implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı beşinci model

4.6. Diş-Açılı İmplant Destekli Rijit Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

200'lük vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına ve kanin dişin bukkal yüzeyine denk gelen kısımlarında sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



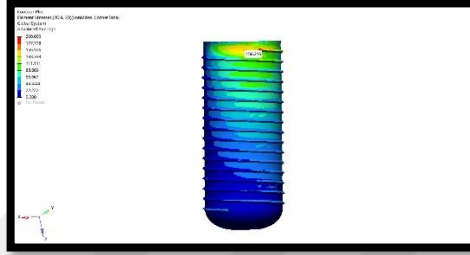
Şekil 74. Model 6'da vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme geriliminde stresin implant ile dişin boyun ve apeks kısımlarına denk gelen kısımlarında sınıra çok yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise stresin implantın boyun ve dişin apeks kısımlarında yine sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



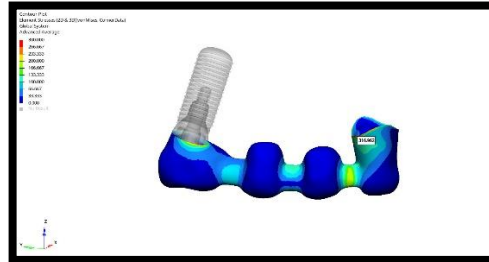
Şekil 75. Model 6’da vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 76. Model 6’da vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

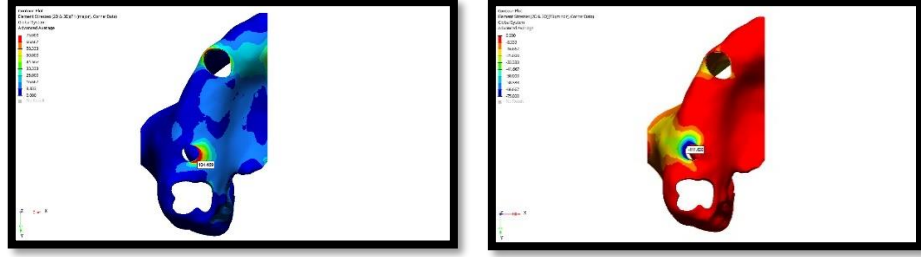
- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişteki pontik kısmına bakan yüzeyindeki basamakta kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı, abutmentteki basamakta ise stresin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü. Ayrıca kanin dişine yakın konnektör bölgesinde diğer konnektör bölgelerine kıyasla bir stres yoğunluğu görülmüş olup bu stresin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu anlaşıldı.



Şekil 77. Model 6’da vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N’luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların yine oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



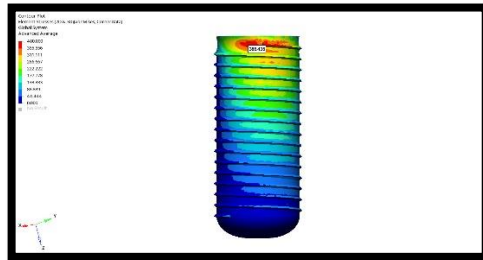
Şekil 78. Model 6'da oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme geriliminde stresin implantın boyun ve apeks kısımları ile dişin servikal kısmına denk gelen alanlarında sınıra çok yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise stresin implantın ve dişin boyun ile dişin apeks kısımlarında sınıra oldukça yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



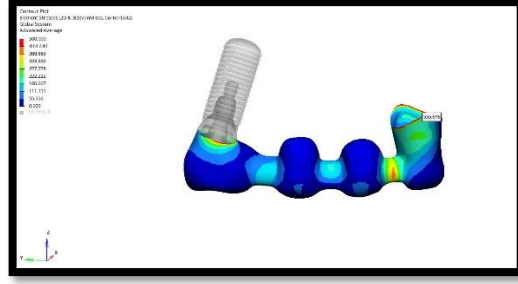
Şekil 79. Model 6'da oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin sınıra oldukça yakın bir şekilde ancak kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

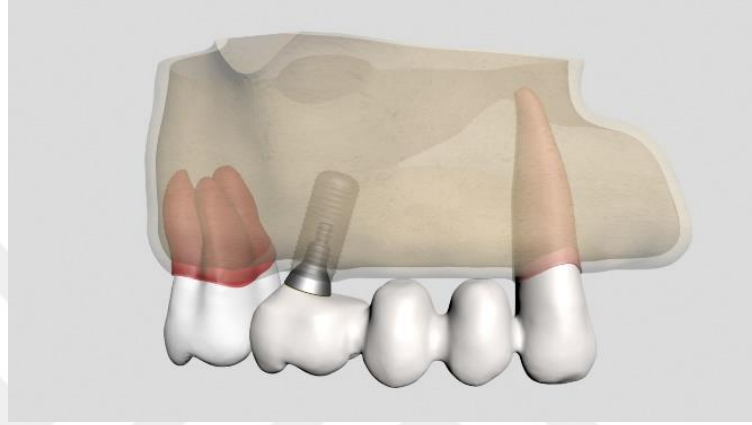


Şekil 80. Model 6'da oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun abutment ve kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü. Ayrıca kanin dişine yakın konnektör bölgesinde diğer konnektör bölgelerine kıyasla bir stres yoğunluğu görülmüş olup bu stresin de kabul edilebilir sınırlar dışında olduğu anlaşıldı.



Şekil 81. Model 6’da oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 82. 13 numarının doğal diş-16 numarının açılı implant olduğu ve rijit bağlantının kullanıldığı altıncı model

4.7. Diş-İmplant Destekli ve Non-Rijit Bağlantılı Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

200’luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinal yüzeyindeki boyun kısmında, sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise stresin kabul edilebilir sınırların oldukça dışında implantın boyun kısmında yoğunlaştığı görüldü.



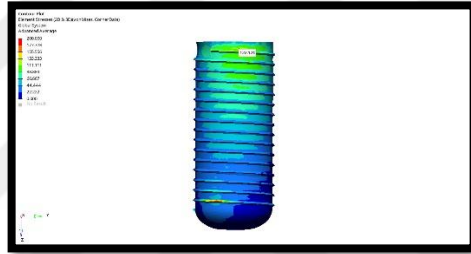
Şekil 83. Model 7’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun kısmında ve 2. molar dişin furkasyon bölgesine denk gelen kısmında yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



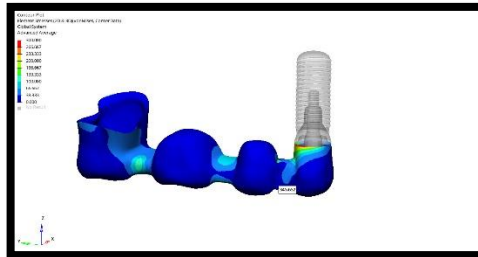
Şekil 84. Model 7’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun ve apeks bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 85. Model 7’de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

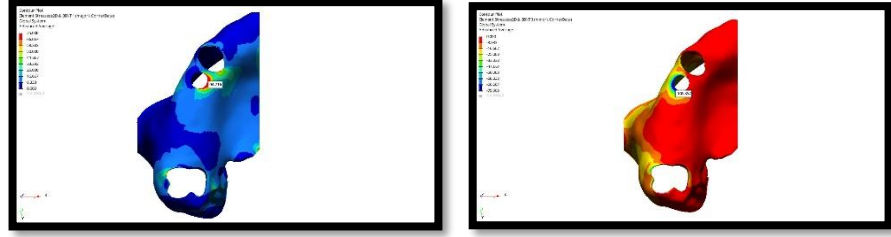
- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 86. Model 7’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N’luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde yine kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 87. Model 7’de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun ile apeks kısmında ve 2. molar dişin furkasyon ile servikal bölgesine denk gelen yüzeylerin yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



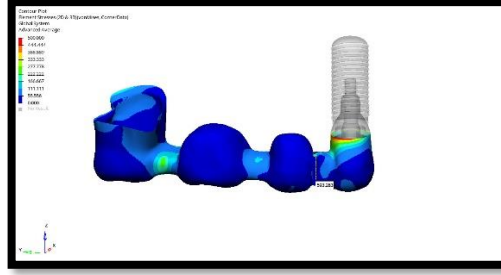
Şekil 88. Model 7’de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

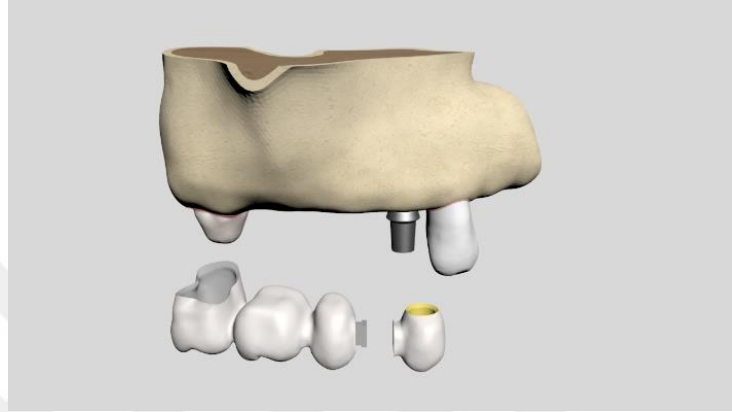


Şekil 89. Model 7’de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

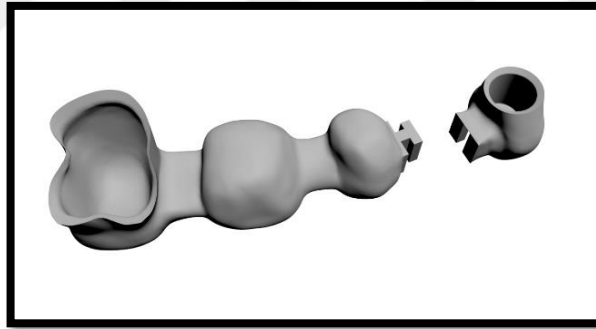
- 4- Restorasyondaki von mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 90. Model 7’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 91. 14 numaranın implant-17 numaranın doğal diş olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı yedinci model



Şekil 92. Model 7’de hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli

4.8. Diş-Kısa İmplant Destekli ve Non-Rijit Bağlantılı Restorasyon Varlığındaki Modelin İncelenmesi

200’luk vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinal yüzeyindeki boyun kısmında, sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı; bası geriliminde ise stresin kabul edilebilir sınırların oldukça dışında implantın boyun kısmında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 93. Model 8’de vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın bukkalindeki boyun kısmına ve kanin dişin apeksine denk gelen kısımlarında kabul edilebilir sınırların dışında yoğunlaştığı görüldü.



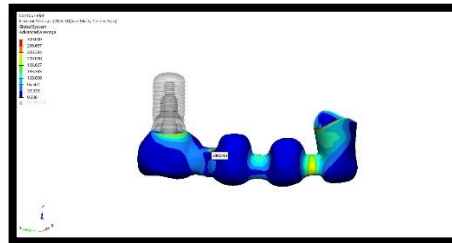
Şekil 94. Model 8’de vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 95. Model 8’de vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişteki pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 96. Model 8’de vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N'luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde yine kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 97. Model 8'de oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun ile apeks kısmında; çekme geriliminde kanin dişin servikal bölgesinde, bası geriliminde ise kanin dişin hem servikal hem apeks kısımlarına denk gelen yüzeyinde streslerin yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



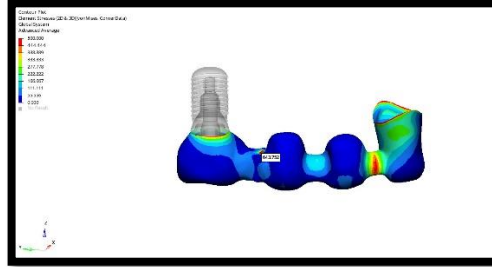
Şekil 98. Model 8'de oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

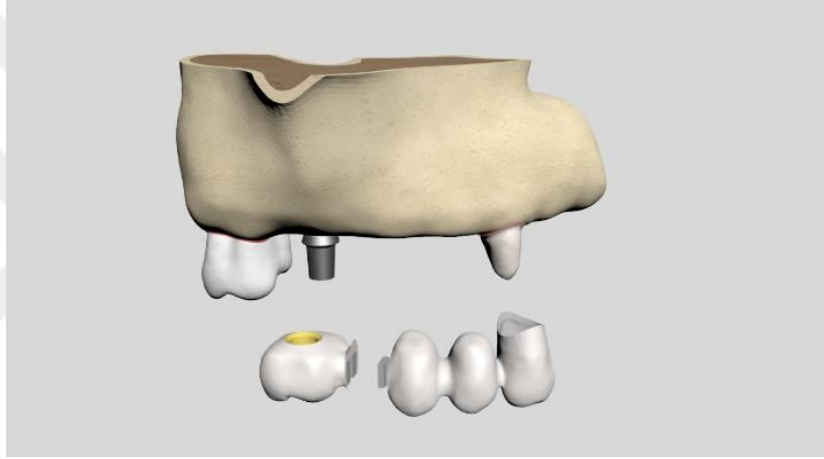


Şekil 99. Model 8'de oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

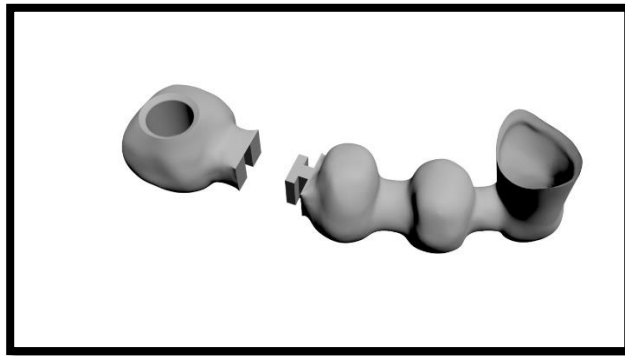
- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişin ve abutmentın pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı goroldu.



şekil 100. Model 8’de oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



şekil 101. 13 numaranın diş-16 numaranın kısa implant olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı sekizinci model



şekil 102. Model 8’de hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli

4.9. Diş-Açılı İmplant Destekli ve Non-Rijit Bağlantılı Restorasyon Varlığında Modelin İncelenmesi

200'lük vertikal kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına ve kanin dişin bukkal yüzeyine denk gelen kısımlarında sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



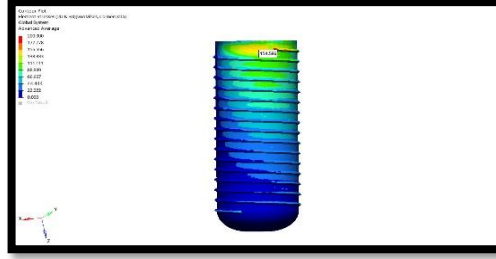
Şekil 103. Model 9'da vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

- 2- Trabeküler kemikte çekme geriliminde stresin implant ile dişin boyun ve apeks kısımlarına denk gelen kısımlarında sınıra çok yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı, bası geriliminde ise stresin implantın boyun ve dişin apeks kısımlarında yine sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde yoğunlaştığı görüldü.



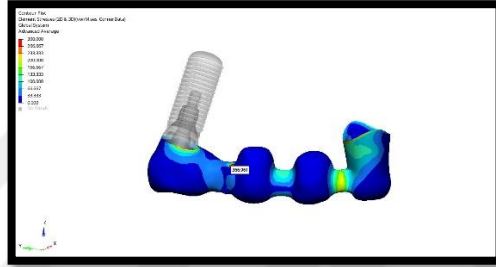
Şekil 104. Model 9'da vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

- 3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 105. Model 9’da vertikal kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

- 4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişin ve abutmentın pontik kısmına bakan kısımlarındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 106. Model 9’da vertikal kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı

100 N’luk oblik kuvvet altındaki bulguları incelediğimizde;

- 1- Kortikal kemikte çekme geriliminde stresin en çok implantın palatinaldeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı, bası geriliminde ise implantın bukkal yüzeyindeki boyun kısmına denk gelen yüzeyinde yine kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 107. Model 9’da oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan stres dağılımı

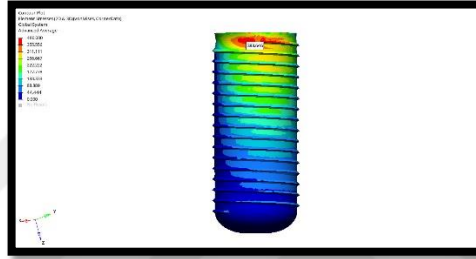
- 2- Trabeküler kemikte çekme ve bası geriliminde streslerin implantın boyun ile apeks kısmında; çekme geriliminde kanin dişin servikal bölgesinde, bası geriliminde ise kanin

dişin hem servikal hem apeks kısımlarına denk gelen yüzeyinde streslerin yoğunlaştığı, bu streslerin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.



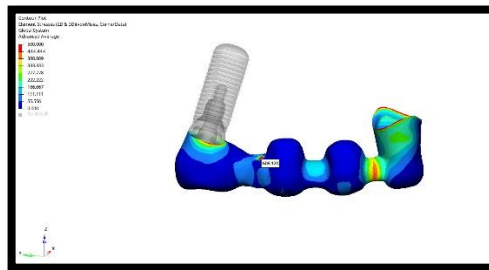
Şekil 108. Model 9’da oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan stres dağılımı

3- İmplanttaki von Mises stres değerine baktığımızda ise stresin sınıra yakın ancak kabul edilebilir sınırlar içinde implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü.

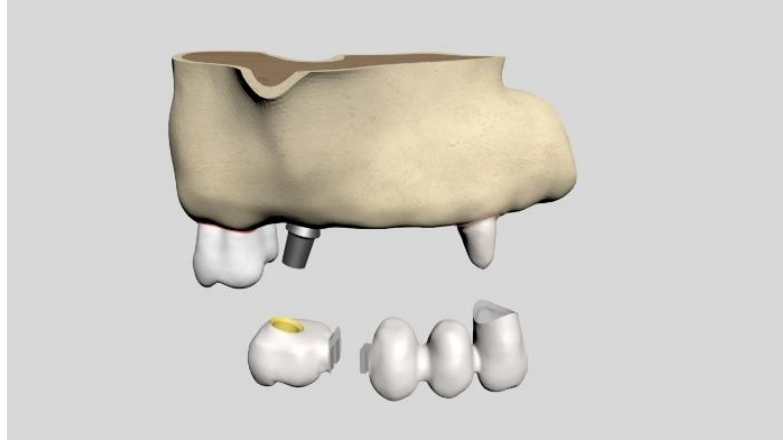


Şekil 109. Model 9’da oblik kuvvet altında implantta oluşan stres dağılımı

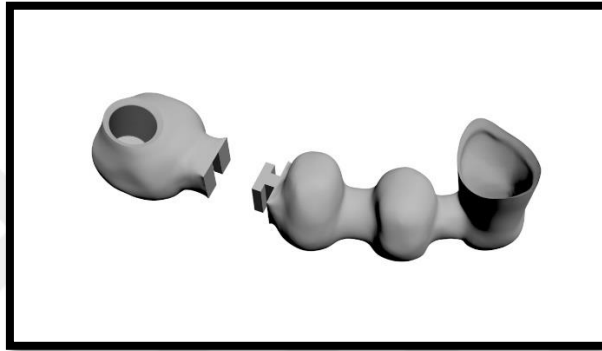
4- Restorasyondaki von Mises stres değerini incelediğimizde ise stresin restorasyonun kanin dişindeki basamağında ve abutmentin ise pontik kısmına bakan kısmındaki basamakta ve özellikle hassas bağlantı noktasında kabul edilebilir sınırların oldukça dışında yoğunlaştığı görüldü.



Şekil 110. Model 9’da oblik kuvvet altında restorasyonda oluşan stres dağılımı



Şekil 111. 13 numaranın diş-16 numaranın açılı implant olduğu ve non-rijit bağlantının kullanıldığı dokuzuncu model



Şekil 112. Model 9'da hassas bağlantıya sahip metal alt yapı modeli

5. TARTIŞMA

İmplant ile diş arasında birçok farklılık bulunmasından dolayı bu iki yapının aynı protetik yapıda kullanılması üzerine birçok çalışma yapılmıştır (47)(81)(82)(52). Bu konudaki ilk çalışmaların (48)(83) 1980'li yıllara dayandığı göz önüne alındığında, bu zamana kadar yapılan araştırmalarda implant-diş destekli restorasyonlarda karşılaşılan en büyük problemin hareket farklılığı olduğu görülmektedir (29)(30).

Üst çene arka bölgede sinüs sarkması, yetersiz kemik hacmi, anatomik sınırlamalar ve hastaya bağlı ekonomik kısıtlamaların olduğu durumlarda çalışmamızda olduğu gibi tek bir implant ile çeşitli planlamalar yapılarak implant-diş destekli restorasyonlar düşünülebilir. Bu tedavi seçeneği sayesinde sinüs yükseltme (sinüs lift), kemik ogmentasyonu gibi cerrahi işlemler elimine edileceği için çeşitli komplikasyon riskleri önlenmiş olmaktadır. Dolayısıyla implant-implant veya diş-diş destekli restorasyonların mümkün olmadığı durumlarda implant-diş destekli restorasyonlar iyi alternatif olabilir (84)(45).

Bu karşılaştırmalı çalışmada; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, in vitro koşullarda diş ile implantın kemik içerisindeki gerilme değerlerinin sayısal veri olarak elde edilememesinden ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi girişimsel herhangi bir işlem gerektirmediğinden dolayı, ayrıca tekrarlanarak güvenilir sonuçlara izin verdiği için kullanılmıştır. Ayrıca bu yöntem sayısal bir hesaplama analizi olarak, incelenen yapının herhangi bir alanındaki farklı türde iç veya dış gerilmelerin ve yer değiştirmelerin tanımlanmasına izin vermektedir (85). Bu nedenle, diğer biyomekanik çalışma yöntemleriyle detaylı olarak gözlenmesi zor olan protez-implant-kemik kompleksi alanlarındaki çekme, basma ve eşdeğer gerilmeleri belirlemek bu yöntemle başarılı şekilde mümkün olmaktadır (86). İmplant-diş destekli restorasyonların in vitro olarak incelenmesinde fotoelastik (29)(58) ve gerinim ölçer (strain gauge) (87) kuvvet analiz yöntemleri kullanılsa da; polarize ışık kaynağı altında, bazı transparan materyallerin, renkli görüntü sergileyebilmesini temel alan fotoelastik kuvvet analiz yönteminin nitelik olarak gerekli bilgileri sağlayabildiği, niceliksel verilerin ise sınırlı olması kullanımını nispeten kısıtlamaktadır. Günümüzde okluzal kuvvetlerin ölçülmesi amacıyla kullanılmakta olan gerinim ölçer kuvvet analiz yönteminde ise gerinim ölçerde oluşan gerinim miktarı ölçülürken, gerinim ölçerin büyüklüğünün etkisi konusunda belirsizlikler mevcuttur. Sonlu eleman analizinde ise bilgisayar ortamında oluşturulan modellerde gerinim, gerilme ve yer

değiştirme hesaplamaları kolaylıkla yapılabilmektedir (66). Bu farklılıklardan dolayı kemik, çevre doku yapılarını ve modelleri gerçeğe oldukça yakın şekilde taklit edebilen sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, fotoelastik ve gerinim ölçer gibi diğer kuvvet analizi yöntemleri ile kıyaslandığında daha basit ve etkin bir yöntem olduğu görülmektedir. Modellerin, yapıların, uygulanan kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yerlerinin tamamının bilgisayarda yapılması; çalışmanın ve bulguların tekrarlanabilmesine olanak tanımaktadır. Modellerin şekli, materyal özellikleri ve test koşulları kolaylıkla değiştirilebilir. Yükleme koşulları ise gerçeğe paralel olacak şekilde uygulanmak ve analiz sonuçları daha kısa sürede elde edilmektedir. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analizi implant ile ilgili yapılan çalışmalar için diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (85)(86). Bununla birlikte, birçok araştırma yönteminde olduğu gibi, özellikle sonuçları klinik alanı tahmin etmek için kullanıldığında; gerçeğe yakın verileri elde etme zorunluluğu, uygulamada tecrübe gerektirmesi, güvenilir ve doğru yazılım programına sahip olma gerekliliği ve yorumlamada tecrübe istemesi gibi bazı sınırlamaları vardır. Bu sınırlamaları en aza indirmek için modelleme; gerçek yapıya ve farklı malzemeler arasındaki yüzey etkileşimlerine mümkün olduğunca yakın olmalıdır (88). İmplant ile kemik arasındaki osseointegrasyonun %100 olması mümkün olamamaktadır. Mevcut durumları göz önüne aldığımızda bu durumun modellere aktarılması mümkün değildir. Bundan dolayı diğer birçok çalışmada (89)(14)(90) olduğu gibi tüm unsurlar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiş olup; implant ile kemik arasında tam bir osseointegrasyonun olduğu varsayılmıştır. Çalışmamızda ise, implantlar ve protetik bileşenler, tersine mühendislik teknikleri kullanılarak dikkatlice modellendi. Diş, kemik, ligament gibi anatomik yapılar, gerçek verilere en yakın sonuçları elde etmek amacıyla gerçek bir tomografinin 3 boyutlu rekonstrüksiyonu kullanılarak tasarlandı.

Çiğneme ve ısırma kuvvetleri çene arkının farklı bölgelerinde farklılık göstermekle birlikte kişiden kişiye de farklılık göstermektedir (91). İmplant-diş destekli restorasyonlar üzerine yapılmış birçok sonlu eleman analizinde de yükleme koşulları farklılık göstermektedir. Jianyu Chen ve ark. 2017 yılında üst çene ön bölgede yaptığı çalışmada üst çene keser dişlerin palatinaline 45° açıyla 100 N kuvvet uyguladığı görülmektedir (92). 2011 yılında Lanza ve ark. yaptığı bir çalışmada ise arka bölgeye dik şekilde 100 N kuvvet uygulanmıştır (93). İmplant-diş destekli restorasyonlardaki abutment-implant bağlantısı üzerine 2018 yılında De Paula ve ark. tarafından yapılmış bir sonlu eleman analizinde arka dişlere dik ve oblik 100 N yükleme yapmışlardır. Oblik kuvvetler ise bukkolingual yönde

45° olacak şekilde uygulanmıştır (52). Özçelik ve ark. 2011 yılında yaptığı 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında; modellere dik ve 30° oblik 250 N kuvvet uygulamıştır (94). Yu Chen ve ark. 2017 yılında yayınlanan implant-diş destekli restorasyonlarla ilgili 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında kanin dişine 50 N birinci molar dişe ise 100 N dik şekilde uygulanmış iken, aynı bölgelere oblik kuvvetler 30° olacak şekilde uygulanmıştır (95). 2013 yılında yapılan bir çalışmada Koosha ve Mirhashemi, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, her dişin santral fossasına 250 N dik kuvvet uygulamışlardır (14). Yanhua Xie ve ark. 2017 yılında yayınlanan sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında ikinci premolarda iki noktaya, ikinci molarda ise dört noktaya 250 N dik kuvvet uygulanmıştır (96). Sevimay ve ark. 2005 yılında alt çene ikinci premolar eksikliğinde tek implant destekli restorasyon üzerine yaptıkları sonlu elemanlar stres analizinde bukkal kasp ve distal fossaya ayrı ayrı 150 N, toplamda 300 N kuvvet dik olarak uygulanmıştır (97). Çalışmamızda modellere dik ve 30° açılı olacak şekilde; kaninlere 100 N, premolar ve molarlara 200 N kuvvet uygulandı.

Kanin dişine uygulanan 100 N kuvvette, ön bölgede sonlu elemanlar stres analizi çalışması yapan Nakano ve ark. yaptığı çalışma referans alınmışken (98), premolar ve molarlara uygulanan 200 N kuvvette Torcato ve ark. parafonksiyonel kuvvetlerin ve stres dağılımı üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizi referans alınmıştır (21). Çalışmamızda Yu Chen ve ark. (95) 2017 yılındaki çalışması referans alınmış olup, dik yüklemeler uzun eksen boyunca yapılırken, açılı yüklemeler restorasyonların bukkal tüberküllerinin bukkal eğiminden uzun eksene 30° açılı olacak şekilde uygulandı. Çiğneme kuvvetleri restorasyon ve diş yüzeylerine hem vertikal hem oblik şekilde etki eden dinamik kuvvetlerdir. Bu şekilde yapılmış biyomekanik çalışmalarda dinamik kuvvetlerin uygulanmasındaki sınırlamalar nedeniyle çalışmamızda dik ve oblik kuvvetler statik olarak uygulandı. Bu tarz çalışmalarda dokuların ve dinamik kuvvetlerin gerçeğe birebir uyumlu olması mümkün olmadığından sonuçların gerçek değerlerle de birebir olması beklenmemektedir.

Diş hekimliğinde, dişler ve implantlar arasında hem rijit hem de rijit olmayan bağlantı yöntemleri kullanılmıştır. Bununla birlikte, etkinlikleri tam olarak değerlendirilmemiştir. Bu nedenle, hangi bağlantı yönteminin benimsenmesi gerektiğine dair günümüze kadar birçok çalışma yapılmıştır (89)(90)(94)(56)(16). Oklüzal kuvvet altındaki bir restorasyonda doğal diş ve implant birleştirildiğinde, ikisi arasındaki hareketlilik farkı nedeniyle protez

sistemindeki stres aktarımı homojen değildir (12). 2018 yılında Kumar ve ark. yaptığı sonlu elemanlar analizinde rijit olmayan bağlantı ile implant etrafındaki kemik üzerinde aşırı stresi önleyebileceğini göstermiştir (15). Ayrıca Özçelik ve ark. yine rijit ve non-rijit bağlantıları üzerine yaptığı çalışma da bu sonuçları destekleyici sonuçlara ulaşmıştır (58). Ancak Koosha ve ark. 2013 yılında yaptığı, rijit ve rijit olmayan konektörlerle elde ettiği üç farklı diş-implant destekli tasarım modelini karşılaştırdığı çalışmada; modeller arasındaki sonlu eleman analizinde stres dağılımının önemli ölçüde farklı olmadığı bildirildi (14). Ayrıca Tsousoglou ve ark. 2017 yılında yaptığı klinik çalışmada rijit olmayan bağlantı kullanıldığında sıklıkla diş intrüzyonun görüldüğü bildirilirken rijit bağlantı kullanımında ise intrüzyonun görülmediği bildirilmiştir (16). Bununla birlikte Cordaro ve ark., araştırmasında toplam 89 dayanak dişi; 28'i rijit ve 61'i rijit olmayan şekilde implant ile bağlamıştır. Rijit bağlantı grubunda herhangi bir intrüzyon görülmezken, rijit olmayan bağlantı grubunda %8,19 oranında intrüzyon görülmüştür (17). Non-rijit bağlantılarda rijit bağlantılara göre intrüzyon riski daha fazla olduğu görülmektedir. Bunun nedeni olarak, ataçman bölümleri arasındaki sürtünme direnci nedeniyle oklüzal yüklemelerden sonra doğal dişin tekrar eski pozisyonuna tam olarak dönememesi gösterilmektedir. Bu durumun sıklıkla meydana gelmesi, dişin intrüzyonuna neden olan ortodontik kuvvetleri ortaya çıkarmaktadır (99). Richter ve ark. ise, diş-implant destekli restorasyonlarda rijit bağlantının kullanılması durumunda, stresin yüklemelerden sonra destek elemanlara etkili bir şekilde iletilebilmesine rağmen dişte daha büyük hareketliliğin gözlemlendiğini implantta ise daha büyük bir bükülme momenti oluştuğunu gösterdi (100). Bechelli ise yaptığı çalışmada, bükülme momentini etkili bir şekilde azaltacak bir stres kırıcı oluşturmak için bağlantı gövdesinde rijit olmayan konektör yapılabileceğini öne sürmüştür (13). 2006 yılında Nickenig ve ark. yaptığı çalışma, mekanik komplikasyon oranlarının protez bağlantı tipinden (rijit/rijit olmayan) ve restorasyonun abutment bağlantı tipinden (vidalı/simanlı) etkilendiğini, rijit olmayan bağlantıda ve vidalı sistemlerde komplikasyonun daha yüksek oranda meydana geldiği görülmektedir (25). Lin ve ark. rijit ve non-rijit bağlantıların karşılaştırılması üzerine yaptığı çalışma, non-rijit bağlantıda restorasyonda oluşan stresin rijit bağlantılı restorasyona kıyasla 3.4 kat daha fazla olduğunu göstermiştir (90). Bununla birlikte Naert ve ark., rijit bir şekilde bağlanmış implantlarda, rijit olmayan bir şekilde bağlanmış implantlardan daha fazla kemik kaybının olduğunu göstermiştir (28).

Yaptığımız çalışmada rijit bağlantı kullandığımız modellerde non-rijit bağlantı

kullandığımız modellere kıyasla implant çevresinde daha fazla stresin meydana geldiği görüldü. Bu sonucu klinik pratiğine aktaracak olursa implant çevresindeki bölgelerde kemik rezorpsiyonun meydana gelebileceği düşünülebilir. Bununla birlikte non-rijit bağlantı sistemi kullandığımız modellerde ise stresin hassas bağlantı noktasında yoğunlaştığı görüldü. Bu durumun implant çevresinde yoğunlaşan stresi azaltacağı ancak bağlantı noktasında yoğunlaşan stresin de mekanik problemlere sebep olacağı düşünülmektedir. Ataçman bölümleri arasındaki sürtünme direnci nedeniyle oklüzal yüklemekten sonra doğal dişin tekrar eski pozisyonuna tam olarak dönememesi sonucu intrüzyonun gerçekleştiği göz önüne alınırsa; bizim çalışmamızda da non-rijit bağlantıda stresin hassas bağlantı noktasında oluşması, klinik pratiği açısından yorumlandığında, mekanik komplikasyonlarla beraber intrüzyona sebep olabileceği düşünülmektedir.

Diş destekli non-rijit bağlantı kullanılan restorasyonlarda, dişi parçanın destek dişlerde, erkek parçanın gövdelerde yer aldığı restorasyonlar sıklıkla kullanılan tasarımlardır (101)(102). Lin ve ark. yaptığı çalışmada sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçasını destek dişte erkek parçasının ise gövdede olduğu görülmüştür (90). Ancak, Özçelik ve Ersoy yaptıkları çalışmada dik yüklemeye rijit olmayan bağlantının dişi parçasının diş tarafında yer aldığı tasarımlarda implant çevresinde en yüksek gerilmeleri gözlemlemişlerdir. Hem dik hem oblik yüklemeye, implantların çevresindeki en düşük gerilmeler ise rijit olmayan bağlantının implant tarafında yer aldığı tasarımda görülmüştür. Dik yüklemelerde rijit olmayan bağlantının implant tarafına yerleştirildiği tasarımlar, diş tarafına yerleştirilen tasarımlarla karşılaştırıldığında implant çevresindeki gerilme değerlerinin daha düşük olduğu görülmektedir (58). Yapılan çoğu klinik ve sonlu elemanlar analizi çalışmalarında (58)(90)(99) sürgü tipi hassas bağlantının kullandığı görülmüş olup bizim çalışmamızda da hassas bağlantı tipi olarak sürgü tipi hassas bağlantı tercih edildi. Ayrıca yaptığımız çalışmada non-rijit bağlantı implant tarafına yerleştirilmiş olup bunun da rijit bağlantıda implant çevresinde daha yüksek oranda görülen stresin non-rijit bağlantıda daha düşük çıkmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Her iki dayanağın doğal diş olarak seçildiği sabit restorasyonlarda, pier desteklerin bulunduğu rijit dizayna sahip vakalarda, pier destekler dayanak noktası olarak görevi yapmakta ve gerilmelerin nispeten daha zayıf olan destek dişlerde yoğunlaşmasına neden olmakta ve dolayısıyla restorasyonun destek dişten uzaklaşma eğilimi göstermesine

sebebiyet vermektedir (103). Pier desteği olan implant terminal desteğe göre daha az hareket etmekte ve 1. sınıf kaldıraçta destek noktası görevi yaparak aksiyel, rotasyonel ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır (30). Bu riskin önüne geçilmesi için pier desteklerin varlığında Shillingburg (104) ve Misch (30) tarafından non-rijit bağlantı kullanımı önerilmiştir. Çalışmamızda non-rijit bağlantılarında görülen homojen olmayan yük dağılımı problemini elimine etmek için rijit bağlantı tercih edildi. Ayrıca alışmamızda pier abutmentın kullanıldığı birinci modelde, bası kuvvetinde kortikal kemikte oluşan fazla stresin dışında tüm bulgular kabul edilebilir sınırlar içinde bulundu. Bu durumun dayanak dışlerdeki kemik desteğinin yeterli olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

İmplant destekli kantiever dizaynına sahip restorasyonlarda gelen streslerin daha az yıkıcı olması açısından mezial kantilever distal kantilever dizaynına tercih edilmektedir (30)(105). 2008 yılında Park ve ark. yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında distal kantilever uzantıya sahip implant destekli restorasyonlarda kemikteki gerilmelerin mezial kantilever uzantılı restorasyonlara kıyasla daha yüksek olduğu görülmüştür (106). 2017 yılında Batista ve ark. yaptığı st çene posterior bölgede yapılmış çalışma da bu görüşü destekler niteliktedir. Bu çalışmada mezial kantilever uzantıya sahip modelin distal kantilever uzantıya sahip modele kıyasla stresin daha az yıkıcı şekilde dağıldığı görülmüştür (107). Bizim alışmamızda da modeller st çene posterior blgeleyi taklit edecek şekilde tasarlandı. Aynı zamanda çalışmamızın sonuçları da 3. modeldeki mezial kantilever uzantıya sahip restorasyonlarda, 4. modeldeki distal kantilever uzantıya sahip restorasyonlara kıyasla daha az yıkıcı streslerin oluştuğu görüldü. Bu sonuçlar literatürdeki sonuçları destekler niteliktedir.

Oblik kuvvetler, vertikal kuvvetlere kıyasla daha yıkıcı ve büyük kuvvetler oluşurmaktadır (90). İmplant destekli restorasyonlarda sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili 2021 yılında Lee ve ark. tarafından yapılan çalışmada, oblik kuvvetler altındaki modellerin tamamı, vertikal kuvvetler altındaki modellere kıyasla daha büyük stresler oluşturmuştur (108). De Paula ve ark. 2018 yılında implant-diş destekli restorasyonlar üzerine yaptığı sonlu elemanlar stres analizinde, oblik ve vertikal kuvvetler altında oluşan stresler incelenmiştir. Oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere kıyasla daha fazla ve daha geniş alanda stres oluşturduğu gözlenmiştir (52). Batista ve ark. yaptığı çalışmada da bu sonuçlara paralel veriler görülmektedir (107). Bizim alışmamızdaki modellerin oblik kuvvetler altında oluşan

stresleri incelendiğinde ise, vertikal kuvvetlerde oluşan streslere kıyasla daha büyük ve geniş alana yayılmış stres yoğunlaşmaları görüldü. Çalışmamızın bu sonuçları literatürdeki çalışmalara paralel verilerin elde edildiğini göstermektedir.



6. SONUÇ

Sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirdiğimiz çalışmamızda elde ettiğimiz veriler doğrultusunda şu sonuçlara ulaşıldı:

1. Tüm modellerde oblik kuvvetler altında meydana gelen streslerin büyüklüğü vertikal yönde uygulanan kuvvetlere kıyasla daha fazladır.
2. İmplantta incelenen von Mises stres değerinin tüm modellerde kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.
3. Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen stres değerlerinin trabeküler kemikteki stres değerlerinden daha fazla olduğu görülmektedir.
4. Distal kantilever uzantıya sahip modellerdeki stres değerleri mezial kantilever uzantıya sahip modellere kıyasla daha yüksek bulundu.
5. Rijit olmayan bağlantıya sahip modellerde, streslerin hassas tutucu noktasında kabul edilebilir sınırlar dışında yoğunlaştığı; rijit bağlantıda ise streslerin, rijit olmayan bağlantının kullandığı modellere kıyasla daha homojen yayıldığı görüldü.
6. Dış-implant bağlantısında implantın "Pier abutment" olarak kullanıldığı birinci modelde, kortikal kemikteki bası geriliminde oluşan stres dışındaki tüm durumların kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.
7. Kısa implantın kullanıldığı beşinci modelde, implanttaki von Mises stres değeri dışındaki tüm durumlarda oluşan streslerin kabul edilebilir sınırlar dışında olduğu görüldü.
8. Açılı implantın kullanıldığı altıncı modelde, trabeküler kemikte kabul edilebilir sınıra yakın stres değerleri görülmekle birlikte, diğer tüm parametrelerde, implantın boyun kısmına denk gelen kortikal kemik başta olmak üzere, kabul edilebilir sınırlar dışında stres değerleri görüldü.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan bu çalışmamız, klinik pratiğinde karşılaşılabilecek durumları tam anlamıyla yansıtmayabilir ancak klinik gözlem için yapılabilecek çalışmalara veya uygulamalara bir fikir verebilir. Dolayısıyla sonuçların değerlendirileceği zaman sonlu elemanlar stres analizi yöntemine ait sınırlamalar göz önünde bulundurulmalıdır. Genel anlamda gerçekleştirdiğimiz bu tez çalışmamız klinik durumların, materyallerin ve dokuların taklit edilmeye çalışıldığı, matematiksel modeller üzerinde karşılaştırmalı olarak yoruma dayalı sonuçların elde edildiği ve sınırlı sayıda

materyalin test edildiği in vitro bir çalışmadır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle yapılan çalışmalar güncel bir yöntem olmakla birlikte, dokular ve materyallerin tam olarak taklidi mümkün olmadığından elde ettiğimiz verilerin uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



7. KAYNAKÇA

1. Pal T. Fundamentals and history of implant dentistry. *J Int Clin Dent Res Organ.* 2015;7(3):6.
2. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22–38.
3. Ragucci GM, Elnayef B, Suárez-López Del Amo F, Wang H-L, Hernández-Alfaro F, Gargallo-Albiol J. Influence of exposing dental implants into the sinus cavity on survival and complications rate: a systematic review. *Int J Implant Dent.* 2019;5(1):6.
4. Brackmann MS, Padovan LEM, Marcantonio Junior E, Klüppel LE. Does the Length of Dental Implants Inserted in Areas of Inferior Alveolar Nerve Lateralization Interfere on Mandibular Resistance to Fracture *J Craniofac Surg.* 2019;30(4):e293–5.
5. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol.* 1986;13(4):307–12.
6. Muehleman Hr, Savdır S, Rateitschak Kh. Tooth Mobility--Its Causes And Significance. *J Periodontol.* 1965;36:148–53.
7. Niklaus P. Lang (Editor) JL (Editor). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 2015;2(6):103.
8. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000.* 1994;4:23–40.
9. Sekine H, Komiyama Y, Potta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In: van Steenberghe D, Albrektsson T, Branemark PI, Henry PJ, Holt R, Liden G, editors. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction.* Amsterdam: Excerpta Medica. 1986 1;326–32.
10. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):211–7.
11. Muehleman HR. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol.* 1967;38(6):Suppl:686-713.
12. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(6):700–8.
13. Bechelli AH. The osteointegrated prosthesis--combination of osteointegrated implants and natural teeth in fixed prostheses. *J Oral Implantol.* 1992;18(1):62–5.
14. Koosha S, Mirhashemi FS. An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *J Dent*

- (Tehran). 2013;10(1):51–63.
15. Nitin KS, Padmanabhan T V, Kumar VA, Parthasarathi N, Uma Maheswari M, Kumar SM. A three-dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution tooth in tooth implant-supported prosthesis with variations in non-rigid connector design and location. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2018;29(5):634–40.
 16. Tsaousoglou P, Michalakis K, Kang K, Weber H-P, Sculean A. The effect of rigid and non-rigid connections between implants and teeth on biological and technical complications: a systematic review and a meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):849–63.
 17. Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):313–20.
 18. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):625–42.
 19. Lindh T, Bäck T, Nyström E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(5):441–9.
 20. 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.
 21. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, De Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):644–51.
 22. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi.* İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basım Evi; 1992.
 23. Misch C. The Core-Vent implant system. In *Endosteal dental implants.* St. Louis, Missouri; 1991.
 24. 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.
 25. Nickenig H-J, Schäfer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(5):506–11.
 26. Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, et al. Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):473–87.
 27. Michalakis KX, Calvani P, Hirayama H. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. *J Dent Biomech.* 2012;3:175-187.

28. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):237–44.
29. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):696–703.
30. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* St. Louis, Missouri: Mosby Inc.; 2005.
31. Mühlemann HR, Savdir S, Rateitschak KH. Tooth mobility—its causes and significance. *J Periodontol.* 1965;36(2):148–53.
32. Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):369–74.
33. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(2):177–86.
34. C. E. Misch. *Dental Implant Prosthetics.* 2004.
35. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):346–50.
36. Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil.* 1998;25(1):69–80.
37. G.greenstein, J. Cavallaro RS. Connecting teeth to implants: a critical review of the literature and pre_sentation of practical guidelines. *Compend Contin Educ Dent.* 2009;30(7):440–53.
38. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J Periodontal Res.* 1978;13(4):283–94.
39. Srinivasan M, Padmanabhan T V. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2008;19(1):6–11.
40. Rieder CE, Parel SM. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(4):334–47.
41. Clarke DF, Chen ST, Dickinson AJG. The use of a dental implant as an abutment in three unit implant-tooth supported fixed partial denture: a case report and 32 month follow-up. *Aust Dent J.* 2006;51(3):263–7.
42. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2):236–45.
43. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL. Theoretical study of the effects of tooth and

- implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *J Prosthet Dent.* 1997;78(4):391–9.
44. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):381–9.
 45. Lindh T, Bäck T, Nyström E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: A 2-year report. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(5):441–9.
 46. Akça K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):331–6.
 47. Misch CM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 1993;2(2):83–92.
 48. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(4):203–16.
 49. van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):198–205.
 50. Chee WW, Mordohai N. Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):122–33.
 51. Wise MD. *Failure in the Restored Dentition: Management and Treatment.* Quintessence Pub Co Inc. 1995;501–9.
 52. de Paula GA, Silva GC, Vilaça ÊL, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Moreira AN. Biomechanical Behavior of Tooth-Implant Supported Prostheses With Different Implant Connections: A Nonlinear Finite Element Analysis. *Implant Dent.* 2018;27(3):294–302.
 53. Weber H-P, Zimering Y. Survival and complication rates of fixed partial dentures supported by a combination of teeth and implants. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10(1):58–60.
 54. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):245–51.
 55. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;78(1):22–7.
 56. Pesun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):342–50.

57. Rosenstiel SF LM and FJ. Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis: MO: Elsevier-Mosby; 2006. 589–616 p.
58. Ozçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2007;16(2):107—116.
59. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):26–34.
60. Ulusoy, M., Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bolümlü Protezler. 2. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2005. 94–120 p.
61. Jenkins. Precision Attachments A Link to Successful Restorative Treatment. Quintessence Publ Co Ltd. 1999;7–12.
62. Preiskel HW. Precision Attachments in Dentistry. In: 2nd ed. Mosby; 1973. p. 37–40.
63. Sherring-Lucas M MP. Attachments for Prosthetic dentistry, Introduction and application. In: Quintessence Publishing Co, Inc. London: Quintessence Publishing Co., Inc.; 1994.
64. Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):230–4.
65. Caputo AA SJ. Biomechanics in Clinical Dentistry. In: Quintessence Publ Co Inc. Chicago; 1987.
66. Assunçao WG, Barao VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009;20(4):1173–7.
67. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(2):99–105.
68. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996;75(3):285–91.
69. Ulusoy, M., Aydın Ka. Diş Hekimliğinde Hareketli Bolümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımev, 2.Baskı, Cilt I; 2005. 94–120 p.
70. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent.* 1994;22(5):259–64.
71. Ramoğlu S OO. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yontemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;9:175–80.
72. Adıguzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bolum I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;11:18–23.

73. 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.
74. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 2001;34(10):1269–77.
75. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabil.* 2004;31(12):1208–17.
76. O’Grady J, Sheriff M, Likeman P. A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1996;4(3):117–21.
77. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):558–67.
78. Crothers AJ, Wassell RW, Jepson N, Thomason JM. The use of cantilever bridges. *Dent Update.* 1995;22(5):190–8.
79. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk üni diş hek fak.derg.* 2017;29(4):701–10.
80. Kurowski Pm. Finite Element Analysis for Design Engineers. In: *Finite Element Analysis for Design Engineers.* 1th Ed. Sae International,; 2004. p. 77-156.
81. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334–41.
82. Gotfredsen K, Carlsson GE, Jokstad A, Arvidson Fyrberg K, Berge M, Bergendal B, et al. Implants and/or teeth: consensus statements and recommendations. *J Oral Rehabil.* 2008;35 Suppl 1:2–8.
83. English CE. Root intrusion in tooth-implant combination cases. *Implant Dent.* 1993;2(2):79–85.
84. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):216–21.
85. Carvalho Silva G, Pereira Cornacchia TM, Barbosa de Las Casas E, Silami de Magalhães C, Moreira AN. A method for obtaining a three-dimensional geometric model of dental implants for analysis via the finite element method. *Implant Dent.* 2013;22(3):309–14.
86. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):644–51.
87. Bavbek AB, Dogan A, Cehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J Appl Biomater Biomech.* 2011;9(2):118–26.

88. Vasco MAA, Hecke MB, Bezzon OL. Analysis of short implants and lateralization of the inferior alveolar nerve with 2-stage dental implants by finite element method. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2064–71.
89. Naveau A, Pierrisnard L. Mechanical effects of implant-tooth rigid connection by a fixed partial denture: a 3d finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(3):98–104.
90. Lin C-L, Wang J-C, Chang W-J. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(1):107–17.
91. Powers, John M., Sakaguchi R. No Title. In: *Craig's Restorative Dental Materials.* 12th Ed. USA: Elsevier Inc.; 2006. p. 51–96.
92. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang X. Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20(6):636–44.
93. Lanza MDS, Seraidarian PI, Jansen WC, Lanza MD. Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(6):655–61.
94. Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical Evaluation of Tooth- and Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with Various Nonrigid Connector Positions: A Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2011;20(1):16–28.
95. Chen Y, Wang C, Huang Y, Feng T, Zou H, Fan Y. Biomechanical evaluation of the natural abutment teeth in combined tooth-implant-supported telescopic prostheses: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20(9):967–79.
96. Xie Y, Lu X, Zhang J, Sun B. Effect of the periodontal ligament of the bilateral support teeth on the stress analysis of dental implant. *MATEC Web Conf.* 2017;108:8–11.
97. 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. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227–34.
98. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28(11):1126–33.
99. Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):199–203.
100. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent.* 1989;61(5):602–9.
101. Shillingburg HTJ, Fisher DW. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am*

- Dent Assoc. 1973;87(6):1195–9.
102. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent.* 2008;99(3):185–92.
 103. Savion I, Saucier CL, Rues S, Sadan A, Blatz M. The pier abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int.* 2006;37(5):345–52.
 104. Shillingburg, H T., Hobo, S., Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* In: 3rd Ed. 3rd ed. USA: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1997. p. 95–103.
 105. Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000.* 1998;17:106–18.
 106. Park JH, Kim SH, Han JS, Lee JB YJ. Effect of number of implants and cantilever design on stress distribution in three-unit fixed partial dentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Korean Acad Prosthodont.* 2008;290-297.
 107. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA de F, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20(6):663–70.
 108. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021;1–13.