

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD-CAM YÖNTEMİYLE POSTERİOR BÖLGEDE HAZIRLANAN TAM
PORSELEN KÖPRÜLERDE ARAYÜZ BÖLGESİ TASARIMLARININ KIRILMA
DİRENCİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Esra Çiğdem ERSOY

Tez Danışmanı
Prof.Dr. Suat YALUĞ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE- 03/2005-24 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Haziran 2007

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	›
İçindekiler	››
Şekiller, Resimler, Grafikler	›V
Tablolar	X›
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin Yap›s›	4
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği	5
2.2.1.Feldspar	5
2.2.2.Kuartz (Silika)	5
2.2.3. Kaolin	6
2.2.4. Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler	6
2.2.5.Ara Oksitler	6
2.2.6. Renk Verici Pigmentler	6
2.2.7 Opaklaştırıcı Ajanlar	7
2.2.8.Flouresans Özelliği	7
2.3. Porselenlerin S›n›fland›r›lmas›	8
2.3.1. Pişirme Isılarına Göre Porselenler	8
2.3.2. Uygulama Alanlarına Göre Porselenler	9
2.3.3. Bileşimlerine (İçeriklerine) Göre Porselenler	9
2.4. Tam Porselen Restorasyonların Yapım Teknikleri	13
2.4.1. Isıya dayanıkl› die'lar üzerinde fır›nlanan porselen sistemleri	14
2.4.2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri	16
2.4.3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri	16
2.4.5.Cad-Cam sistemi	18
2.5.Procera Allceram	22
2.5.1. Diş Kesimi	23
2.5.2. Coping Dizayn›	23
2.5.3. Copingin Üretimi	24
2.5.4. Tabakalama (veneer) porseleninin uygulanmas›	25
2.5.5. Avantajlar›	25
2.5.6. Simantasyonu ve Yüzey işlemleri	26
2.5.7. Dayanıkl›lık	26
2.5.8. Kenar Uyumu	26
2.5.9. Renk	27
2.5.10. Biyouyumluluk	27
2.5.11. Klinik Değerlendirme	27
2.5.12. Procera AllCeram Köprüler	28
2.6. Arayüz Bağlantı Bölgeleri	29
2.7. Gerime Ve Gerilim (Stres Ve Strain)	31
2.7.1.Stres	31
2.7.2. Stres Tipleri	32
2.7.3.Strain	32
2.7.4. Elastisite	33

2.7.5.Hooke Kanunu	33
2.7.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	33
2.7.7.Poisson Oran›	33
2.7.8.Çekilebilirlik	34
2.7.9. Yield Stresi	34
2.8. Bilgisayarlı tomografi	34
2.9. Stres Analiz Yöntemleri	35
2.9.1.K›rlıgan vernik kaplama tekniği ile stres analizi	35
2.9.2.Fotoelastik model kullan›larak stres analizi	35
2.9.3.Gerilimölçer kullan›m›(strain gauge)	36
2.9.4.Lazer ışını ile stres analizi (holografik interferometri)	36
2.9.5.Termografik kuvvet analizi	36
2.9.6.Radyoteleometri ile kuvvet analizi	37
2.9.7.Sonlu elemanlar stres analizi	37
2.10. Sonlu elemanlar stres analizi	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
4. BULGULAR	52
4.1.Maksimum Principle Stres Bulgular›	52
4.2. Von Mises Stress Bulgular›	86
5. TARTIŞMA	118
6. SONUÇ	139
7. ÖZET	140
8. SUMMARY	141
9. KAYNAKLAR	142
10.TEŞEKKÜR	155
11. ÖZGEÇMİŞ	156

Şekiller

1. Model 1 (3 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli) **45**
2. Model 2 (3 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli) **46**
3. Model 3 (4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli) **46**
4. Model 4 (4 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli) **46**
5. Yükleme 1 (Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre kuvvetin uygulandığı noktalar) **49**
6. Yükleme 2 (Maksimum çiğneme kuvvetinin uygulandığı noktalar) **49**
7. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **57**
8. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **57**
9. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **58**
10. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **58**
11. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **59**
12. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **59**
13. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **60**
14. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **60**
15. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **61**
16. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **61**
17. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **62**

18. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **62**
19. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **63**
20. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **63**
21. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **64**
22. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **64**
23. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **65**
24. Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **65**
25. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **66**
26. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **66**
27. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **67**
28. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **67**
29. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **68**
30. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **68**
31. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **74**
32. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **74**

33. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **75**
34. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **75**
35. 11. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **76**
36. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **76**
37. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **77**
38. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **77**
39. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **78**
40. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **78**
41. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **79**
42. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **79**
43. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **80**
44. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **80**
45. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **81**
46. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **81**
47. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **82**

48. Model 3'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **82**
49. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **83**
50. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **83**
51. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **84**
52. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **84**
53. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü **85**
54. Model 4'te maksimum çigneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü **85**
55. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **90**
56. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **90**
57. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **91**
58. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **91**
59. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **92**
60. Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **92**
61. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **93**
62. Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **93**

63. Model 2’de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **94**
64. Model 2’de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **94**
65. Model 2’de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **95**
66. Model 2’de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **95**
67. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **96**
68. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **96**
69. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **97**
70. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **97**
71. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **98**
72. Model 3’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **98**
73. Model 4’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **99**
74. Model 4’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **99**
75. Model 4’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **100**
76. Model 4’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **100**
77. Model 4’te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **101**

78. Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **101**
79. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **106**
80. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **106**
81. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **107**
82. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **107**
83. 11. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **108**
84. Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **108**
85. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **109**
86. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **109**
87. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **110**
88. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **110**
89. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **111**
90. Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **111**
91. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n bukkalden görünümü **112**
92. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyap› porseleninde ortaya ç›kan von mises stress bulgular›n›n lingualden görünümü **112**

93. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **113**
94. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **113**
95. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **114**
96. Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **114**
97. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **115**
98. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **115**
99. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **116**
100. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **116**
101. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü **117**
102. Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü **117**

Grafikler

1. Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan pozitif maksimum principle stressler **52**
2. Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan pozitif maksimum principle stressler **52**
3. Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan pozitif maksimum principle stressler **69**
4. Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan negatif maksimum principle stressler **69**
5. Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porselenindeki Von Mises stressler **86**
6. Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre porselenindeki Von Mises stressler **102**

Tablolar

1. Porselenlerde renk oluşturan metal oksitleri ve oluşturdukları renkler	7
2. Araştırmada kullanılan setler	41
3. Dişlerin çeşitli yönlerde boyutları	42
4. 4 farklı köprü modellemesi için arayüz bağlantılarının genişliği, yüksekliği, okluzal embrasurlerin yarıçapları, gingival embrasurlerin yarıçapları	45
5. Araştırmada oluşturulan setlerin içerdii eleman sayıları	47
6. Kullanılan materyallerin elastiklik modülü, Poisson oranı ve değerlerin alındığı kaynaklar	48

GİRİŞ:

Kron köprü protezlerinde, başarılı bir sonucun elde edilebilmesi için; restorasyonun biyolojik ve mekanik gereksinimleri karşılamasının yanında estetik özelliklerinin de tatmin edici olması gerekir. Protezin estetik olarak yeterli olabilmesi için ağız ve yüz yapısının bütünlüğü içerisinde özümsenebilmeli ve hastanın kişisel görüntüsü içerisinde doğal bir yapı izlenimi verebilmelidir.

Porselenler; yaygın ve düzenli ışık geçişine izin vererek renk derinliği oluşturması ve doğal diş yapısını taklit edebilmesi sayesinde oluşan estetik avantajları, ağız dokuları tarafından çok iyi kabul edilebilmesi, ısıl iletmemesi, su emmemesi gibi özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptirler.

Konvansiyonel metal destekli porselen sistemleri pek çok vakada kullanılsa da metalden kaynaklanan elektrokimyasal korozyon, kolede metal yansıması, ışık geçirgenliğinin doğal diştekine oranla azalması gibi nedenlerle son yıllarda tam porselen (metal desteksiz porselen) sistemlerindeki gelişmeler hız kazanmıştır.

Tam porselen sistemlerinin hazırlanma şekillerinden birisi de bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretimdir (CAD-CAM). Bu yöntemle çiğneme kuvvetlerine dayanımı diğer tam porselen yapım tekniklerine göre daha üstün, marjinal uyumu çok iyi olan kron ve köprüler yapılabilmektedir¹⁻⁶.

Stres dağılımları; çeşitli koşullar altında sıkıştırma, gerilme, makaslama ve bunların karışımından oluşan stres modelleri şeklinde ortaya çıkabilir. Kırılgan materyaller olan porselenler gerilme stresleri altında zayıflar. 3 üniteli tam porselen köprülerde arayüz bölgesi sıkıştırma kuvveti altında gerilme stresi konsantrasyonunun artışına neden olabildiğinden kırılma risk faktörü olarak kabul edilebilir.

Tam porselen köprülerde, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak; stres dağılımları, stres konsantrasyonu, okluzal kuvvetlere direnç, kısa ve uzun dönem başarısızlık ihtimali değerlendirilebilir.

Bu çalışmanın amacı, bağlantı bölgesinin uzunluğu ve dişeti embrasürünün yarıçapının değiştirilmesiyle elde edilen 4 farklı arayüz bölgesi tasarımının, kırılma direncine etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenip karşılaştırmalarının yapılmasıdır.

GENEL BİLGİLER

Porselen, protetik diş hekimliğinde, estetik üstünlüğü ve biyolojik uyumluluğu nedeniyle en çok tercih edilen restorasyon maddelerinden birisidir.

Porselen M.Ö. 50 yıllarında Çinli'ler tarafından kullanılmıştır. İtalya'da Medicis'ler 150 yıl boyunca porselen üzerinde çalışmalar yapmışlardır ancak 16. yy'da Portekiz'li denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmesiyle burada da tanınmıştır^{7,8}.

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır^{7,8}. Porselenin kontraksiyona uğradığını gören Duchateau, çevre diş hekimlerinden Nicholas Dubois de Chemant ile birlikte çalışarak kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır^{7,9,10}.

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris'te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi tarafından yapılmıştır^{7,8,9}. Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır⁷. Ancak opaklık ve kırılma gibi dezavantajları olduğu görülmüştür⁷.

1885'de John Allen ilk kez platin armatür üzerine pişirilmiş porselenli bir protezin yapım metodunu açıklamıştır⁷. İlk olarak porseleni kaviteye göre pişirmeyi 1887'de Detroit'te Dr. Charles H. Land ortaya koymuştur. Porselen inlaylerin güncel yapım metodu bu şekilde bulunmuştur⁷. 1895 'de Land porselen kronlar üretmek için platin folyo kullanımını geliştirmiş¹⁰ ve 1889'da porselen jaket kron için patent almıştır⁸. Aynı müellif 1901'de porselen laminate kronu geliştirmiştir¹⁰.

Elektrik fırınlarının bulunuşu, pirometreler ile fırında pişen porselenin kontrol edilebilmesi, daha yüksek derecelerde pişen porselenlerin kullanılmasına olanak sağlamıştır. Bu şekilde elde edilen porselenler çok daha sağlam ve şeffaf olmuştur⁷.

1925 yılında Dr. Albert Le Gro tarafından yayımlanan 'Ceramics in Dentistry' adlı kitap sayesinde porselenin tanınması artmıştır. Bu tarihten itibaren Avrupa'da yüksek ısı porselenleri estetiğin önemli derecede gelişmesini sağlamıştır ve teknisyen Jan Adreaansen tarafından fırça tekniğiyle porselenin yapılması geliştirilmiştir⁸.

1931'de Legro porseleni asitle pürüzlendirmeyi bulmuştur¹⁰.

1933'de Brodsky tarafından diş hekimliğinde kullanım için ilk refraktör die (ısıya dayanıklı güdük) materyali geliştirilmiştir¹⁰. 1949'da ise

Moore ve Watt tarafından ilk fosfat bağı refraktor die materyali geliştirilmiştir¹⁰.

Başlangıçta porselen çalışmalarından pek parlak sonuçlar alınamamış ve pişirildikten sonra porselende oluşan pörözitenin yok edilmesi çalışmaların başında gelmiştir. Tüm çabalar 1949 yıllarına doğru olumlu sonuçlarını vermeye başlamıştır. Ortaya atılan değişik tekniklerin arasında Almanya'da Gatzka'nın etkisiyle, Wienond firması vakumda ilk takım porselen dişleri elde etmeyi başarmıştır. Bunu takiben porselen jaket kron, inlay ve benzeri porselen işleri vakumda hazırlanabilmiştir. Bu porselen için büyük bir aşama sayılmıştır^{7,9}.

Vakumda porselen hazırlanmasının uygulanmaya başlaması ile porselen pişirme tekniği; havada ve vakumda pişirme olmak üzere 2 farklı yöntemle hazırlanabilmiştir⁷. Akın'ın⁷ belirttiğine göre Lacour ve Nally her iki teknik üzerinde yaptıkları araştırmalarda vakumda pişirilen porselen dişlerin, atmosferde pişirilenlere oranla % 20 daha fazla dirençli olduğunu bulmuşlardır. Vakumda pişen porselenlerde boşluklar total porselen hacminin % 0,1'ini kapsarken, normal atmosfer basıncında pişen porselenlerde bu oran porselen hacminin % 4,5'i gibi büyük bir bölümünü kapsamıştır. Porselenin içinde bulunan hava kabarcıkları porselenin şeffaflığını azaltır ve matlaştırır. Vakumda pişirilen porselenlerde, hava kabarcıklarının az sayıda olması nedeniyle şeffaflık uygun olduğundan estetiği büyük ölçüde artırmıştır. Ancak, günümüzde porselen türlerinde ve pişirme fırın teknolojisinde görülen gelişme, atmosfer ve vakumda pişirilen porselenler arasında yukarıda belirtilen büyük farkları ortadan kaldırmıştır. Kurallara uygun olarak çalışılırsa, her iki teknikle yapılan porselenlerde alınan sonuçlar farksız ve olumludur⁷.

1955'de Buonocore minenin kimyasal olarak asitle pürüzlendirilmesini geliştirmiştir¹⁰.

1959'da Morrison ve Warnicketi silikat refraktor materyalini bulmuşlardır¹⁰.

1962 yılından itibaren, M. Weinstein, S. Katz ve A.B. Weinstein'in ABD'nde aldıkları patent ile altın alaşımlarıyla porselenin bağlanması mümkün kılınarak metal destekli porselen restorasyonların kullanımına başlanmıştır⁸. Porseleni güçlendirmek için başka bir metot da bu tarihlerde geliştirilmiştir. Bu metot 1963'te İngiltere'de Mc Lean ve Huges tarafından bulunan kronların alumina ile güçlendirmesinin geliştirilmesidir. Bu çalışma Mc Lean ve Sced'in 1976'da platine bağlanan daha güçlü olan alumina kronu geliştirmesiyle başka bir boyut kazanmıştır⁸. Aluminöz porselenlerin platine yapışması, metalin yüzeyinin ince bir tabaka kalayla kaplanması ile başarılabilmektedir. Porselenin metalle bağlanmasında yeni bir teknik olan elektrolizle yüzey kaplanması tekniği,

önceki metal destekli porselen sistemlerinde olduğu gibi, alaşım içine dahil edilen temel metallere olan gereksinimi gidermiştir⁸.

1968'de MacCulloch diş hekimliğinde kullanılmak üzere cam dökümünü rapor etmiştir¹⁰.

1971'de Francois Duret tarafından dental restorasyonların otomatik üretimi yani CAD-CAM tekniği geliştirilmiştir¹⁰.

1983 yılında Horn tarafından rezin bağlı restorasyonlar için mine ve porselenin kombine olarak asitle pürüzlendirilmesi tekniği geliştirilmiştir¹⁰.

Magne ve arkadaşlarının¹¹ belirttiğine göre Dr. Sadoun tarafından Fransa'da 1989'da alumina içeriği %90'ın üzerine çıkartılmış olan yeni bir core sistemi geliştirilmiştir ve Vita firmasının In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.

Yosinari ve arkadaşlarının¹² belirttiğine göre 1983'de Grossman ve 1984'de Adair tarafından ilk dökülebilir cam porselen olan Dicor geliştirilmiştir.

Claus'un¹³ belirttiğine göre 1983'de Bruggers yeni bir refraktor die metodu olan %70 alumina içeren Hi-Ceram'ı geliştirmiştir.

Cattell ve arkadaşlarının¹⁴ belirttiğine göre 1990'da Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Materyalleri ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümü'nde Wohlwend ve Scharer tarafından IPS-Empress sistemi geliştirilmiştir.

Mormann ve arkadaşlarının¹⁵ belirttiğine göre CAD-CAM tekniği ile tam porselenlerin yapım sistemlerinden biri olan Cerec ilk kez 1980'de geliştirilmiş ve 1989'da Mormann ve Brandestoni Cerec 2'yi bulmuştur.

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre 1993'de Andersson ve Oden tarafından CAD-CAM sistemiyle üretilen yeni bir core yapım tekniği olan Procera sistemi geliştirilmiştir.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin Yapısı

Öncelikle seramik ve porselen kelimelerinin tanımlarının bilinmesi gerekir.

Seramik kelimesi Yunanca keramikos sözcüğünden gelip topraktan yapılan anlamındadır⁸. Seramik inorganik ametallerin genel

ad›dır^{8,17}. Fakat bu terim çok geniş bir alanı kapsar. Pişmemiş maddelerin yüksek ısıda fırınlanmasıyla şekillendirilen insan yapımı kat› (solid) objelere seramik denir¹⁷. Diş hekimliğinde kullanılan seramik, çoğunlukla silikat yap›s›nda olup, birden fazla metalin metal olmayan bir elementle genellikle de oksijenle yaptığı bir birleşim olarak tanımlanır^{7,8}.

Porselen ise kristalin yap›s›nda olan cam fazlı materyaldir⁸. Diş hekimliğinde kullanılan porselen ise sinterleme (Sinterleme: Porselen tozu içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi¹⁸) yolu ile elde edilen, içinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümü ile cam faza geçmemiş bir seramik türüdür^{8,17}.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği

Porselen 4 oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu (SiO₄) tetrahedra yapısında bir birleşim olup 3 ana maddeden meydana gelir. Bunlar Feldspar, Kuartz ve Kaolin'dir¹⁸.

Feldspar (K₂OAl₂O₂6SiO₂)

Diş hekimliğinde kullanılan konvansiyonel porselene minimum %60 oranında eklenerek ana yapıyı teşkil eden maddedir¹⁹. Esas olarak; Sodyum silikat, Potasyum silikat veya Kalsiyum silikattır^{7,19}. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır, porselene birleştiricilik ve saydamlık verir^{7,18,20}. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur¹⁹.

1100–1300°C'de ergiyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspar 1250–1500°C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşerek kuartz ve kaoline yapısal olarak destek olur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş materyalin (camın) viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu özellik kenarların yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler¹⁹.

Kuartz (Silika) (SiO₂)

Ergime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek yaklaşık 1700°C olan kuartz tutucu bir destek oluşturur^{7,19}. Erime ısısını yükselterek porselenin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Porselen kitlesine şeffaflık verir ve fırınlama sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler⁷. Porselene %10- 22 arasında katkı¹⁸.

Kaolin ($Al_2O_3SiO_2 \cdot 2H_2O$)

Kaolinit veya Çin kili olarak da adlandırılır⁷. Porselen hamuruna plastisite kazandıran, opak yapıda, dehidrate olmuş alüminyum silikat olup, kitleye mat bir görünüm kazandırır, modelajında yardımcı olur ve diğer maddeleri bir arada tutar¹⁸. Erime noktası 1800°C'dir¹⁹.

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya parlaklık (luminisans) özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir¹⁹.

Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Akışkanın amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısısını düşürmektir⁸. Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, SiO_4 (silikat) ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır^{8,19}. Cam içindeki oksijen silikat oranı büyük öneme sahiptir ve camın viskozitesini ve ısıl genişlemesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır⁸. Bu alkali metal oksitlerin kullanımı orijinal cam oluşumunun oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir¹⁹.

Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO_4 'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi ile porselenin yumuşama noktaları düşerken viskoziteleri de azalmaktadır⁸. Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerle akışkanlığa karşı direnç arzu edilmektedir^{8,19}. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Bu ise ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır^{8,19}.

Renk Verici Pigmentler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlere renklendirici olarak metal ve metal oksitleri ilave edilir^{7, 8, 19, 20}. Bunlara renk fritleri de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitler eklenir^{8,19}. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda maksimum %7 oranında eklenir^{8,19}.

Metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilen pigmentlerin porselen hamuruna ilave edilmesi ile renklendirme sağlanır. Renk

oluşturan bu pigmentler; titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metal oksitlerdir^{7,8,19}.

Tablo 1’de hangi metallerin hangi rengi verdiği belirtilmiştir.

Tablo 1- Porselenlerde renk oluşturan metal oksitleri ve oluşturdukları renkler

METAL VE OKSİTLERİ	RENK
Titan Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi-kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta yeşili
Demir fosfat ya da Platin	Gri

Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi, porselenin fazla Şeffaf olmasından dolayı, yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında öğütölmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir^{8,19}.

Flouresans Özelliği

Belli bir dalga boyuna sahip işınların cisim tarafından abzorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon Şeklinde geri yayılmasına flouresans, bu tür cisimlere flouresan denir⁸. Porselen üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole işık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine

sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir^{7,8,19}.

Porselenlerin Sınıflandırılması:

Porselenler birçok şekilde sınıflandırılmaktadır^{7,8,17 – 20}:

A. Pişirme Isılarına Göre:

1. Yüksek ısı porselenleri
2. Orta ısı porselenleri
3. Düşük ısı porselenleri

B. Uygulama Alanlarına Göre:

- 1.Hareketli protezlerin takım dişlerde kullanılanlar
- 2.Veneer kronlarda kullanılanlar
- 3.Jaket ve inlaylerde kullanılanlar

. Bileşimlerine (içeriklerine) göre:

- 1-Metal destekli porselenler
- 2- Metal desteksiz porselenler

A. Pişirme Isılarına Göre Porselenler:

1. Yüksek ısı porseleni:

Pişirme ısı: 1288–1371°C'dir.

Yapısı: %1–10 Kaolin, %70–90 Feldspar, %11–18 Silis'tir.

Bu tür porselene eritici maddeler katılmamıştır. Çok homojen bir yapı gösterir ve %15 büzümeye uğrarlar.

Yüksek ısı porselenlerinin avantajları şeffaflığı, sağlamlığı ve pişirme süresinde modeli bütün detaylarıyla korumasıdır. Takım dişlerin hazırlandığı porselen, yüksek ısı porselenidir^{7,19}.

2. Orta ısı porseleni:

Pişme ısı: 1093 -1260°C dir.

Yapısı: %61 Feldspar, %29 Silis, %2 Na₂CO₃, %1 Na₂B₄O₂ , %5 CaCO₃, %2 K₂CO₃.

Yapısında kaolin bulunmayan, ancak ergitici maddeleri kapsayan bu tür porselenler daha düşük derecede erirler. % 15'ten fazla büzülme gösteren porselen, homojen yapı gösterir. İnlay, jaket kron ve köprü protezinde kullanılır^{7,18,19}.

3. Düşük ısı porseleni:

Pişme ısı: 871°C -1066°C'dir.

Yapısı: %12 Feldspar %60 Silis, %8 Na₂CO₃, %11 Na₂B₄O₂, %1 CaCO₃, %8 K₂CO₃

% 30- 35 oranlarında büzülme gösteren porselen, piştikten sonra pörozlü bir yüzey gösterdiğinden, ağız sıvısında bozulur, rengi değişir ve gri bir renk alır. Pişirmeden sonra kırılğan bir hal alır. Genellikle köprü protezlerinin fasetlerine şekil vermekte bu tür porselenler kullanılır^{7,18,19}.

B.Uygulama Alanlarına Göre Porselenler¹⁷:

1.Hareketli protezlerdeki takım dişlerde kullanılanlar

Feldspar, kuartz ve kaolin tozlarının bir karışımıdır. Yüksek ısı porselenleridir.

2. Veneer kronlarda kullanılanlar

Bu amaçla feldspatik porselen kullanılır. Potasyum feldspar ve cam tozlarının bir karışımıdır. Ayrıca bu karışım porselen veneer ve inlaylerin yapımında da kullanılır.

3.Jaket ve inlaylerde kullanılanlar

Bu amaçla kullanılan aluminus porselen içeriği feldspatik porselene benzemekle beraber alüminyum oksit içeriği arttırılmıştır.

C. Bileşimlerine (İçeriklerine) Göre Porselenler:

1-Metal Destekli Porselenler:

Feldspatik porselenlerle aynı içerikte feldspatik camlardır^{21,22}.

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin pöröz yapısı yüzünden kırılma eğilimi nedeniyle üreticiler bir destek bulmaya yönelmiş ve bu amaçla metal alt yapı kullanmıştır. Metal destekli porselen restorasyonlar kırılmaya karşı dirençli ve dayanıklıdır^{17,22}. Estetik olarak mükemmel özelliklere sahip olan porselenin cam yapısından kaynaklanan kırılma eğiliminin metalin üstün fiziksel özellikleri ile birleştirilmesi neticesinde hem estetik hem de fonksiyonel gereksinimleri yerine getiren protezler elde edilir^{7,8,22}.

Cam şekillendirmek için alkali metal karbonatlar (K_2CO_3 , Li_2CO_3 gibi) ile beraber kullanılan yaklaşık $1093^\circ C$ 'li orta viskozite feldspar ve lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) şeklinde tanımlanan yüksek genleşmeli seramik fazından oluşur²³.

Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları^{17,19,20,24}:

1-Porselenin bağlandığı metal alaşımın lokal doku reaksiyonu potansiyeli ve korozyon toksisitesi,

2-Gümüş içeren metal alaşımları ile porselen kullanımının, renk değişimine neden olma olasılığı,

3-Metal ile porselen arasındaki ısıl genleşme katsayısında aşırı farklılık olduğunda bağlanma dayanıklılığının azalması,

4-Firincilama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının fazla olmasının metal porselen birleşimini etkilemesi,

5-Hem metal hem de porcelene yer sağlamak için yapılacak diş kesimi miktarının fazla olması,

6-Metalin ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü elde etmedeki güçlüğüdür.

Bu dezavantajlar ve bilhassa anterior bölgedeki estetik gereksinim, bu tip restorasyonlarda metal alt yapının kaldırılmasına yönelik arayışları arttırmıştır^{19,20,24 - 27}.

Son yıllara kadar metal alt yapılardan destek alınarak kullanılan dental porselenler, mekanik özelliklerin artırıldığı yüksek dirençli bazı porselen sistemlerinin ortaya çıkmasıyla metal desteksiz olarak da kullanılmaya başlamıştır^{8,9,28}.

2- Metal Desteksiz Porselenler (Tam porselenler):

Endikasyonlar^{20,24,29,30,31}:

1-Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,

2-Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,

3-Abrazyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,

4-Diastema vakalarında,

5-Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,

6-Şekil bozukluğu olan dişlerde,

7-Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşluklar mevcudiyetinde,

8-Kole defektlerinde,

9-Black 1, 2, 3, 4, 5 kaviterde,

10-Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,

11-Çene-Yüz protezlerinde,

12-Metal alerjisi olan kişilerde, tam porselen restorasyonlar endikedir.

Kontrendikasyonlar^{20,24,31,32}:

1-Kısa kron boyuna sahip dişlerde,

2-Derin kapanış gibi okluzyon bozukluklarında,

3-Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerde,

4-Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda karşıt diş ve porselen inlay ve onlay ilişkileri de normal olmayacağından değişik basınçlar altında inlay ve onlayde yer değiştirme ve kırılma olabileceği durumlarda,

5-Kontakt sporla uğraşanlarda ön grup dişlere uygulanacak ise, tam porselen sistemlerin uygulanması kontrendikedir.

Avantajlar:

1-Biyouyumluluk^{17,19,22,24,31}

Porselenler, bütün restoratif materyaller arasında leke ve gıda artığı tutmayan ve plak oluşumuna karşı dirençli maddeler olduğundan doku uyumları çok yüksektir. Ayrıca biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyelleri yüksek olan metallere oranla daha üstündür.

2-Estetik^{9,24,31,33,34}

Tam porselen restorasyonlar, renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtırma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümde dirler; bu kalemin etkisi sağlarlar. Metal destekli porselenlerde ise diş kesimi seviyesine bağlı olarak servikal alanda ortaya çıkan renk problemi sınırlamalar yaratır. Burada döküm metal alt yapı renginin opak, dentin ve mine porseleni ile maskelenmesi gerekir. Eğer diş kesimi yeterli miktarda yapılmamış ise bu problem, restorasyonun aşırı konturlanmasına sebep olur, aksi halde porselen restorasyon çok opak olur. Aşırı konturlama da periodontal rahatsızlık gibi istenmeyen sonuç yaratır. Tam porselenlerde ise estetik materyal için yeterli yer vardır. Ayrıca bu restorasyonlarda metal destek olmadığından gelen ışın diffüz geçirgenlik ve yansıma gösteren porselen kütle sinde çok doğal bir görünüm yaratır.

3-Diş eti uyumu^{22,24,33}

Tam porselenler için diş kesimi konservatif boyutlarda (1mm köle-1,5mm insizal) yapılabilir ve metal destek için yer gereksinimi olmadığından aşırı konturlamaya da sebep olmaz. Kronların konturu orijinal diş morfolojisine çok benzer şekilde hazırlanabildiğinden doku tarafından çok iyi kabul edilir.

4-Tam porselen restorasyonlarda, metal maliyeti ve metal döküm laboratuvar maliyeti düşmüştür²⁴.

5-Homojen yapıdadırlar¹⁹.

6-Doğal diş yapısına yakın ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler^{19,35,36}.

7-Renk ve boyut sabitliği vardır^{19,33,34,37}.

8-Kimyasal maddelere dirençlidir¹⁸.

9-Sıkıştırma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır^{7,8,19,27-31}.

Dezavantajlar^{18,24,28-31}:

1-Kırılgandırlar.

2-Gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar.

3-Çalışmaları özen ve titizlik gerektirmektedir. Uzun zaman alır.

4-Bazı teknikler özel donanım gerektirir. Bu nedenle pahalı olabilir.

5-Kullanım alanları sınırlı olabilir. Posteriorlarda ve köprü sistemlerinde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir.

Tam Porselen Restorasyonların Yapım Teknikleri:

Genellikle ticari isimleriyle anılmakta olan bu sistemler;

1- Isıya dayanıklı die'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

Aluminöz porselenler, Cerestore\Alceram (Innotek Dental Corp., U.S.A.), Mirage (Chameleon Dental, U.S.A.), Optec (Jeneric, Pentron Inc., U.S.A.), Hi-Ceram (Vita-Zahnfabric, Germany), In-Ceram (Vita-Zahnfabric, Germany).

2- Dökülebilir (cam) porselen sistemleri:

Dicor (Dentsplay, U.S.A.), Cerapearl (Kyocera, U.S.A.).

3- Sıkıştırılabilir porselen sistemleri

IPS Empress (Ivoclar, Schaan, Swizerland), IPS Empress 2 (Ivoclar, Schaan, Swizerland), Finesse (Ceramco, Germany).

4- Cad-Cam sistemi (Computer Aided Design- Computer Aided Manufacture System):

Duret (Sopha, France), DentiCAD (DentiCAD, U.S.A.), Cerec (Siemens, Germany), Celay (Mikrona, Swizerland), CICERO (CICERO Dental Systems, Nedherland), Lava (3M ESPE, U.S.A.), Procera (Nobel Biocare, Sweden).

1- Isıya dayanıklı die'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

Metal destekli porselen restorasyonların konservatif olmayan preparasyon tekniği gerektirmesi, ışık geçirgenliğini engellemesi ile bunun sonucunda gingival marjinde gri bir hattın oluşması ve restorasyonun komşu dişten daha gri görünmesi gibi nedenler, tam porselen jaket kronların fiziksel özelliklerini geliştirmek için yapılan çalışmaların artmasına neden olmuştur. Böylece refractor die üzerinde hazırlanan porselenlerin gelişimi gerçekleşmiştir^{20,38}.

a) Folyo tekniği ile üretilen aluminöz porselenler:

Porselen, ısıya dayanıklı die üzerine uyumlanan 0,5- 1mm. kalınlığındaki platin folyo üzerine yığılan alumina güçlendirmeli core porseleni içine alumina partiküllerinin dağılımı ile güçlendirilmiştir^{8,22,24}. Üretimi kolay, estetiği başarılı, ön grup dişlerde başarı oranı yüksektir. Ancak posterior kronlarda ve köprü protezlerinde kullanılamaz²⁴.

Yeni folyo sistemlerinin arasında Sunrice, Renaissance, Flexobond sayılabilir¹⁹.

b) Cerestore/ Alceram:

Sozio ve Riley³⁹ tarafından 1983'de geliştirilmiştir. Epoksi die üzerinde yapılan büzüşmesiz porselen core, uzun bir ısı uygulamasına tabi tutulur^{24,39}. Aluminus core enjeksiyonla muflalanır^{24,39}. Alumina ve magnezyum oksidin reaksiyonuyla magnezyumaluminat spinel kristalleri oluşur. Bu reaksiyonda, pişirme sırasında oluşan fırınlama büzülmesini önleyen hacim artışı meydana gelir. Bu core üzerine geleneksel porselenler pişirilir^{24,39}. Dayanıklılık, estetik gelişmiştir, marjinal adaptasyon başarılıdır. Ancak pahalıdır ve yapımı uzun sürer²⁴.

c) Mirage:

Zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş feldspatik core porselenidir^{19,40}.

d) Optek HSP:

Core olmadan tam porselen kron tasarımı yapabilen yüksek lösit porselenidir^{9,17,24,40}. Refractor die veya folyo üzerinde hazırlanabilir. Normal feldspatik porselenden daha dayanıklı olsa da core halinde şekillendirilenler kadar dayanıklı değildir^{24,41}. En önemli avantajı 3 üyeli köprü yapılabilmesidir^{7,42}.

e) Hi-Ceram:

Wall ve Cipra'nın²⁴ belirttiğine göre Southan ve Jorgensen tarafından bulunmuştur. Porselen jaket kronun üretimi sırasında platin folyonun ıslatılması zordur. Bu araştırmacılar Platin yaprak kullanmadan, daha iyi ıslatılabilen refractor die üzerinde marjinal uyumun daha iyi sağlandığı Hi-Ceram sistemini bulmuşlardır²⁴.

Kimyasal yapısı, geleneksel alumina core yapısına benzer, ancak daha fazla alumina içerir. Teknikte core porseleni doğrudan erimez bir die materyali üzerinde pişirilmekte, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle core üzerinde fırınlanmaktadır^{19,43}.

Hi-Ceram core materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir^{19,43}. Teknikte kullanılan die materyali, core porseleni ve bunun üzerinde pişirilen porselen ile eşit ısıl genleşme katsayısına sahip olduğundan, Hi-Ceram core porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Böylece porselenin, direkt olarak die üzerinde oluşturulması sağlanır^{19,42}. Hi-Ceram'ın bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 155 MPa olarak belirlenmiştir^{19,31,36}.

%70 Al₂O₃ içeren bir core materyalidir^{19,24,25}. Fırınlama sonrası die materyali kuşlama ile uzaklaştırılır ve core üzerine yüzey porseleni uygulanır²⁴.

f) In-Ceram:

Anlamlı olarak dayanıklılık özelliğinin geliştirildiği, orta partikül büyüklüğünde alüminyum oksit core yapısından oluşan bir sistemdir²⁴.

%90 Al₂O₃ içeren bir core materyalidir^{12,19,27,36}. Çok ince granüllü Al₂O₃ parçacıkları içeren toz özel bir sıvı ile karıştırılır ve oluşturulan süspansiyon die üzerine sürülür. Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve özel fırında 1120°C'de 10 saat fırınlanır. Daha sonra ortaya çıkan bu pöröz yapıya yine çok ince cam (lanthanum silikat) taneciklerinden oluşan yapı sürülür^{12,19,27}.

İkinci fırınlamada camın tüm pöröz boşluklara kılcal hareketle akması sağlanır¹⁰. Ortaya çıkan core materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir^{19,27,44}.

In-Ceram porselen sistemi alumina ve cam denilen ve üç boyutlu olarak birbirleriyle iç içe geçme gösteren iki devre içermektedir^{9,19,45}. Bu sistemde core materyaline yüksek direnç sağlayan 1–5µm gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır^{9,19,24,25}. Bu

sistemde alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna "slip" adı verilir ve bu slip özel refraktör die alçığı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting)^{9,19,24,25}.

2- Dökülebilir (cam) porselen sistemleri:

Camlar erime durumlarından itibaren soğutulduklarında kristalize olmayan bir katıya dönüşürler. Ancak bir kristal çekirdek ile uygun bir dereceye kadar ısıtılırlarsa kristalize olur ve yoğun bir kütleye dönerler. Araştırmalar sonucu bu yapı, kontrollü bir şekilde kristalize edilerek $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{O}_6$ şeklinde "Oxyapatite" kristallerine dönüştürülmüştür. Bu madde kimyasal olarak kararsızdır. Bu nedenle nem altında bırakıldığında, doğal dişin mine dokusu ile tam olarak kıyaslanabilen $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$ şeklinde hidroxyapatite kristallerini oluşturur.

Cam porselenlerin kullanım alanı tüm tek üye restorasyonlar, inlay ve onlaylar ile sınırlıdır. Bu nedenle yapıyı güçlendirmek amacıyla içine zirkonyum oksit ve alüminyum oksit ilave edilmiş ve porselenin esneme ve kırılma direncinde artış olduğu belirtilmiştir^{20,22,46,47}.

a) Cera Pearl Dökülebilir Apatit Porselen:

Hobo ve Iwata²¹ doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksilapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik geliştirmişlerdir. Cera-Pearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü şekilde uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksapatit yapısındadır. Suyun varlığında hemen hidroksilapatite çevrilir. Işığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur^{19,40,45}.

b) Dicor Dökülebilir Cam Porselen:

SiO_2 , K_2O , MgO ve MgF_2 'den oluşan dökülebilir cam sistemidir. Dayanıklılığı arttırmak için az miktarda Al_2O_3 ve ZrO_2 ile estetiği arttırmak için floresans ajanları eklenebilir. Konvansiyonel olarak üretilen bir mum örnek muflalanıp, ısıtılıp eritilir ve cam dökümü yapılır. Dış boyama ile renklendirilir^{9,17,24,40}. Biyouyumu, marjinal adaptasyonu iyi, üretimi kolaydır²⁴. Anterior ve posterior tek üniteli kronlarda, laminate veneerlerde, inlaylerde uygulanabilen bu sistem köprü protezlerinde uygulanamamaktadır^{20,31,42,48}.

3- Sıkıştırılabilir porselen sistemleri:

Isı ile basınç altında üretilen porselen sistemleridir.

a) IPS Empress:

1983 yılında Zürich Üniversitesi Dental Materyaller ve Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümünde geliştirilmiş bir sistemdir⁴⁹.

Isı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir^{15,24,40,49}.

Bu materyal kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ den oluşur^{14,19,20,49}. Silikat cam matriks hacminin %30–40 kadarının 1–5µm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur⁸. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlerinkine benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200MPa'dır^{14,17,19,20,49}.

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075°C veya 1180°C de viskoz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır^{4,14,17,49}.

İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir^{17,24,49,50}.

IPS Empress inlay, onlay, veneer, porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılamaz^{4,20,24,49}.

b) IPS Empress 2:

IPS Empress 2'nin geliştirilmesindeki esas hedef üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir^{50,51}.

Restorasyonun core kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Core kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır^{40,51}. Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam porselen kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir⁵².

Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak

sağladığı ifade edilmiştir⁵¹. Materyal kimyasal olarak SiO₂-Li₂O'dan oluşur⁵³. Lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 adıyla verilen özel fırında 920°C de viskoz akma özelliğine ulaşır ve basınçla rovetman boşluğunun içine yollanır⁴. Lityum cam porselen core yapı üzerine, tabakalama tekniği ile floraapatit yapıda cam seramik yerleştirilir. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam porselen core yapı ile üzerine pişirilen apatit cam porselen materyaller arasında oluşan bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir⁵².

IPS Empress2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8mm) olmalıdır⁵⁰⁻⁵³.

IPS Empress ve IPS Empress2'nin asıl farklılığı materyalin core kısmındaki kimyasal yapılarıdır⁵¹. Bu core yapıdaki farklılık IPS Empress2'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır⁵⁴. Ayrıca IPS Empress2'de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır⁵³.

4- CAD-CAM sistemi (Computer Aid Design-Computer Aided Manufacture System/ Bilgisayar destekli tasarım -Bilgisayar destekli üretim sistemi):

Geçen 15 yıl içerisinde, endüstriyel dünyada çok iyi bilinen üretim metodu olan CAD-CAM, diş hekimliğine girmiştir⁵⁵.

İlk kez 1971'de Francois Duret tarafından dental restorasyonların otomatik üretimi yani CAD-CAM tekniği geliştirilmiştir¹⁰.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerindeki ve üretim tekniklerindeki özellikle de CAD-CAM ve milling teknolojilerindeki gelişmeler, seramik materyalinin gelişimini ve uygulamalarını kolaylaştırmıştır¹.

CAD-CAM, konvansiyonel dental üretim teknikleriyle kullanılmayacak materyallerin kullanımına olanak verir. Sürekli gelişen endüstriyel seramik üretimi; artmış mikro yapısal uniformluğa, yüksek densiteye, düşük poröziteye ve azalmış residual strese sahip restorasyonların üretilebilmesini sağlar. Bu gelişmeler gelişmiş klinik tahminlerin yapılabilmesini sağlar⁵⁶.

Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemlerinin ilk örneklerinde problemler ve şikayetler, kullanılan materyalden ziyade sistemin üretim yeterliliğine odaklanmıştır. İlk CAD-CAM sistemlerinde, düşük çözünürlükteki tarama makineleri ve yetersiz bilgisayar gücü

nedeniyle die ile restorasyon arasında yeterli uyumun sağlanması mümkün olamamıştır. Yeni sistemlerdeki teknolojik avantajlar ve yazılım gelişmeleri ile bu tür problemler elenmiştir ve dolayısıyla kenar uyumu başarılı hale gelmiştir⁵⁶.

CAD-CAM teknolojisinin kullanımına verilen önem arttıkça çeşitli üretim teknikleri geliştirilerek dayanıklılığı, marjinal uyumu ve estetiği gelişmiş uygun restorasyonlar yapılmaya çalışılmaktadır⁵⁷.

Son zamanlarda yüksek dayanıklı tam porselen altyapıların geliştirilmesinde ve farklı CAD-CAM işlemlerinin kullanımında 2 farklı üretim stratejisi geliştirilmiştir. Bunlar solid sinterlenmiş monofazik seramikler ve interpenetre faz içeriklidir. Solid sinterlenmiş monofazik seramiklerde hiçbir karışım matrisi olmadan doğrudan kristaller beraber sinterlenerek camsı fazı tamamen elimine edilir. Solid sinterlenmiş monofazik seramikler çok yüksek bir eğilme dayanımı ve kırılma direnci potansiyeline sahiptirler. İnterpenetre faz içeriklilerde alumina veya spinell (bir magnezyum oksit/aluminyum oksit altyapı ile veya düşük viskoziteli lanthanum cam ile sırasıyla infiltre olan alumina/zirkonya karışımıyla) devamlı iskelet benzeri ağ yapısından şekillenen güçlendirme komponentlerinden oluşmuşlardır⁵⁶.

a) Duret:

Addi ve arkadaşlarının⁵⁸ bildirdiğine göre, Dr. Francois Duret tarafından geliştirilen bu sistemde dişlerin görüntülerini almak için lazer scanner kullanılmıştır.

İnlay, onlay, tek kronlar ile üç veya dört üyeli köprü restorasyonlar yapılabilmektedir^{20,59}.

Geleneksel diş kesimi işlemlerinden sonra dişeti retraksiyonu yapılır ve diş toksik olmayan beyaz materyalle kaplanır. Airator başlığına benzeyen lazer scanner ile dişin bukkal, lingual, mezial, distal ve karşıt dişin okluzal yüzeyinin olmak üzere toplam beş görüntüsü alınır. Diş hekimi daha sonra kontakt alanlarını, tüberkülleri, okluzal fissürleri ve antagonist dişin tüberkül dizilişini belirler. Bu veriler paralelinde sayısal kontrollü mikro milling cihazı vasıtasıyla restorasyon imal edilir. Bitirilen restorasyonlara arzu edilirse bilinen glaze işlemleri uygulanabilir^{20,58,60}.

b) DentiCAD:

Minyatür robot kol dijitizer, tam otomatik tasarım için CAD-CAM yazılımı ve milling makinesinden ibarettir⁵⁹.

Bu sistemde preparasyonu dijitalize edebilmek amacıyla ya intraoral olarak ya da indirekt modelde kullanılabilen minyatür robot kolu vardır. Kol intraoral olarak yüklenme postuna ve komşu dişteki bileşiğe bağlanır. Klinikte probe; kesilmiş diş, karşıt diş ve komşu diş kontakt alanları üzerinde gezdirilerek bilgi toplanır. Bilgi kaydı anahtar yapma makineleri gibidir. İmaj elde edildiğinde restorasyon bilgisayar kontrollü aşındırma makinesinde hazırlanır^{20,38,61}.

İnlay ve onlay restorasyonlar ile kronlar yapılabilir⁵⁹.

c) Celay:

İnlaylerin ve seçilmiş onlaylerin üretimi için geliştirilmiştir. Kopyalanabilen bir akrilik restorasyon gerektirir. Bu model restorasyonun yüzeyinde hareket edebilen kontakt dijitizer mevcuttur ve şekil minyatür milling makinesine transfer edilir⁵⁹.

d) CICERO:

Açılımı Computer Integrated CERamic RecOnstruction'dur. Core üretimi için geliştirilmiş bir sistemdir. Lazer tarama, seramik sinterizasyonu ve bilgisayar destekli milling tekniğinden ibarettir. Lazer uç tarafından tarama yapılır ve ölçümler triangulasyonla hesaplanarak 3 boyutlu hale getirilir. 1mm kalınlığında core, yüksek güçlendirmeli Al₂O₃ bazlı porselenden hazırlanır ve üzerine tabakalama porseleni uygulanır⁶².

e) DCS:

Bu sistemde solid sinterlenmiş blok halinde materyalden alt yapı şekillendirilir. Pahalı olması, üretim için uzun zaman harcanması gerekliliği ve copingi oturtmak için gereken laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi sistemin dezavantajlarıdır⁵⁶.

f) Degusa Cercon:

Kısmen sinterlenmiş zirkonyum oksit bloktan üretilen genişletilmiş copingin tamamen sinterlenmesi sonucunda üretilir. Degusa Cercon'da altyapı muımlama ile oluşturulur. Muımlamanın taranmasını takiben yazılım işlemi ve CAM işlemi için genişletilmiş altyapı hazırlanıp tamamen sinterlenir⁵⁶.

g) Lava:

Tam porselen kron ve köprülerin anterior ve posterior uygulamaları için geliştirilmiştir. Cercon sisteminden farklı olarak görsel die'ların ve altyapıların tasarlanmasıyla muımlama aşamasını elimine

edilir⁵⁶. Presinterlenmiş zirkonya bloklarından; tarama, bilgisayar destekli core dizaynı ve milling işlemini takiben altyapı üretimi yapılır. Daha sonra yüksek hızda fırınlama işlemi yapılır. Bu esnada meydana gelen büzülme için kompanze etmek için restorasyon geniş hazırlanmalıdır. Yoğun zirkonya içerikli bu alt yapı porseleni tabakalama porseleni ile kaplanır⁶³.

Ortamda bulunması gereken zirkonyum dioksit, yttria (Y-TZP:yttria-tetrahedragonal zirkonya polikristalleri) ile kısmen stabilize edilen bir tetrahedragonal polikristalin zirkonyum dioksittir⁶³.

Zirkonya tipik alumina gibi alt yapı materyali olarak kullanılacak 2 polikristalin seramikten biridir. Bu yüksek kırılma dayanımından ötürü posterior 3 üniteli köprü restorasyonlarında kullanılabilir^{57,63}.

h) Cerec:

Sistem önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze sistemiyle şekillendirilmesi esasına dayanır¹⁵. Restorasyonlar tek seansta hazırlanabilmekte ve hasta ağzına takılabilmektedir. Dolayısıyla geçici kron, laboratuvar işlemleri ve geleneksel ölçü yöntemleri gibi işlemlere ihtiyaç duyulmamaktadır^{20,38}.

Sistemin elemanları; 3 boyutlu video kamera (tarama başlığı), elektronik imaj yöntemi (video yöntemi), hafıza ünitesi (kontur hafızası) ve 3 akslı milling makinesi (minyatür milling makinesi) ile bağlantılı olan bir bilgisayardan ibarettir⁵⁹.

Mormann ve Bindle'nin¹⁵ belirttiğine göre ilk olarak 1985'de hazırlanan porselen inlay kaviteye yerleştirilmiştir. Tek bir frez yardımıyla 2 eksende kesim yapılarak restorasyonun kenar uyumu sağlanmıştır^{15,64}.

1994 yılında Cerec 2 geliştirilmiştir. Aşındırma işlemlerinde 2 ayrı frez kullanılarak restorasyonun 6 eksende şekillendirilmesi sağlanmıştır^{15,65}.

Cerec 3 2000 yılında imal edilmiştir. Restorasyonların üretimi basitleşmiş ve hız kazanmıştır. Hızlı okluzal ve fonksiyonel kayıt mümkün olurken okluzyon tam anlamıyla oluşturulmuştur. Şekil oluşturma (form-grinding) birimi morfolojik ayrıntıları doğru ve kaliteli bir yüzey olarak sağlamıştır. Şekil oluşturma ünitesine indirekt restorasyonlar için lazer tarayıcı ilave edilmiştir¹⁵.

Kullanılan porselen blokları cam infiltre, sinterlenmiş alumina sisteminden ibarettir ve yüksek oranda alumina partikülleri içerir. Düşük

viskozitede cam ile sinterlenmiş alumina partikülleri arasında birbirine bağlı pörözitelerin birbirinin içine girmesi söz konusudur⁶⁶.

İnterpenetre faz materyallerine bir örnektir. Bu sistemde kristalin faz içinde partiküllerin birleşim yerlerinin bulunduğu yüksek modulüslü materyallerin kısmen sinterlenmiş kristalin fazını kullanır. Kristalin faz alumina, alumina/magnesia (spinell) veya alumina/zirkonya karışımı olabilir. Bu materyallerden hazırlanan bloklar yüksek ısıda düşük viskoziteli lanthanum cam ile infiltre edilir⁵⁶.

›) Procera Sistemi:

Hastaların çoğunun estetik yönünde artan talepleri ve bu doğrultuda metal altyapının olmaması yönünde istekler tam porselen sistemlere verilen önemi arttırmıştır. Ne yazık ki sadece renk, transparanlık, translusenslik gibi özellikler uzun süreli klinik başarıyı sağlayan özellikler değildir. Biyouyumluluk, biyomekanik parametreler ve restorasyonun doğru fonksiyonel şekli stomatognatik sistemle sorunsuz bütünleşme için hayati önem kazanır⁶⁷.

1990'ların başından beri araştırmacılar ve klinisyenler, yüksek dayanıklılığa, renk stabilitesine, uygun aşınma karakteristiğine ve hassas bir uyuma sahip, ağzın tüm bölgelerinde kullanılabilen tam porselen restorasyonların üretimi için yeni yollar araştırmaktadırlar. Ayrıca hekim, hasta ve teknisyen için yüksek maliyetli olan bu teknikler devamlı olarak aynı kaliteyi korumalıdır¹⁶.

Procera sistemi de diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların üretimi için bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) konseptini kapsayan bir sistemdir ve Smedberg ve arkadaşlarının⁶⁸ belirttiğine göre Andersson ve arkadaşları tarafından 1987'de tanımlanarak patenti alınmıştır. İlk olarak Procera sistemi, titanyum altyapı ve düşük ısı porseleninin kombinasyonundan oluşan kron ve köprülerin üretiminde kullanılmıştır ve Procera AllTitan ismini almıştır^{16,67}. Sonraki yıllarda felsefe kullanılarak, porselenin içindeki güçlendirme maddelerinin (Al_2O_3) değiştirilmesiyle metal kullanılmayan, tam porselen restorasyonların üretimine başlanmıştır. Bunlar içeriğindeki maddeye göre Procera AllCeram, Procera AllZirkon isimlerini almışlardır^{16,67,69,70}.

Procera AllCeram

Bu sistem ile tam porselen anterior ve posterior full kronlar, laminate kronlar, inlay ve onlaylar, 3 üyeli anterior ve posterior köprüler ve implant abutmentleri yapmak mümkündür^{62,68,70 – 83}.

Procera sistemi için özel bir tarayıcı (scanner), endüstriyel standartlarda IBM'e denk kişisel bir bilgisayar (En az 150 MHz olan Pentium işlemcili, En az 120 MB ana hafızalı, Microsoft işletim sistemi uyumlu), bir renk monitörü, çalışma istasyonuna verileri transfer etmek için bir modem ve Procera yazılımı gereklidir⁶⁷.

Procera AllCeram, yoğun sinterlenmiş, yüksek saflıkta (yaklaşık % 99,9 oranında) alüminyum oksit copinginin düşük ısıyla AllCeram tabakalama (veneering) porseleni ile kombine edilmesinden meydana gelir^{16,67}. Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Andersson ve Oden tarafından 1993'te tanımlanmıştır.

Yüksek saflıkta alumina, metal dökümün yerini alacak kadar güçlüdür⁶⁷. Alüminyumun sinterizasyon sonucu meydana gelen büzülmesi problemi bu teknik ile çözülmüştür¹⁶. Bu teknikle restorasyonların hazırlanması kısaca şu şekilde olur:

Diş Kesimi:

Procera AllCeram restorasyonlar için, yuvarlatılmış, düzgün konturları olan, keskin çizgileri ve açılar bulunmayan kesintisiz chamfer tarzında bir basamak, copingin optimum hassaslıkta oturmasını sağlayacaktır^{16,84}. Çünkü tarayıcının döngüsel hareketleri ve tarayıcının safir top başlığı (probe) nedeniyle sadece chamfer basamak oluşturulabilir^{16,72}. Diş kesiminin iç bitim hattı yuvarlatılmalıdır ve en az 0,8mm genişliğinde basamak olmalıdır. Okluzal kesim miktarı 2mm olmalıdır^{16,67,76}. Kesimin bitiminde marjinleri düzgün hale getirmek için elmas veya tungsten karbit frez kullanılmalıdır. Diş veya die üzerinde bitim noktalarının belirtilmesi marjinin tarayıcı tarafından hassas bir şekilde kaydedilmesi açısından önemlidir^{16,76}.

Diş kesimi tamamlanınca bilinen tekniklerle ölçü alınır ve die elde edilir^{16,67,76}.

Kesilmiş diş veya dişlerin ve karşıt dentisyonun master modeli kapanışa getirildikten sonra; die'lar master modelden çıkartılır ve Procera tarayıcısıyla ile taranması için hazırlanır^{16,67,76}.

Coping Dizaynı:

Tarama başlatılmadan önce bitim sınırlarının belirgin hale getirilmesi için dayan bitim hattının altında kalan kısım trimlenir^{16,67}. Ardından die, tarayıcının die tutucusuna dikey olarak yerleştirilir. Tarayıcının ucunun (probe) tepe kısmını şekillendiren safir top; dikey aks etrafında dönerken die'nin yüzeyine temas eder^{16,67,76}. Bu esnada uyguladığı basınç yaklaşık 20 gr'dır^{16,67}.

Platform dayının çevresinde 360° dönerken her derecede bir veri noktası toplanır. Die'nin etrafındaki her turda, uç otomatik ve devamlı olarak bilgisayarda 200µm atlayarak yeni bir tarama hattı okunur ve die'nin tüm yüzey konturu ayrıntılı olarak belirir^{16,67,74}. Bunu oluşturabilmek için die'in yüzeyinde yaklaşık 30.000-50.000 veri noktası ölçülmüştür^{16,67}.

Tarama tamamlandığında veriler bilgisayar ekranında birleştirilmiş olarak izlenir. Bu esnada resmedilmiş kesim topografisinde herhangi bir boşluk olmamalı ve tarama hatları herhangi bir kesinti olmadan devam etmelidir^{16,74}. Veriler değerlendirildikten sonra bilgisayar ekranında 2 boyutlu görüntüler dijitalize edilir ve die'nin dikey aksı etrafında 5-10° döndürülür¹⁶.

2 boyutlu görüntüler üzerinde die'nin marjini veya bitim hattı belirlenir. 2 boyutlu görüntünün yarısı, taramanın başlatılması pozisyonunda başlangıçta ekranda belirir ve dış kesiminin bitim sınırı, dış kesiminin uzunluğunun girintilerinden net bir şekilde ayırt edilebilir. Döngünün her 10°'sinde die'nin marjini veya bitim hattı, bilgisayar direktiflerince operatör tarafından çizilir ve yazılım çizgilerin arasında segmentin arasına girerek ilaveler yapar^{16,74}.

Bitim hattı tamamen belirlenince veriler coping tasarımı için bir bilgisayar dosyasına aktarılır^{16,67}.

Tasarım işleminde sonraki aşama coping kalınlığının oluşturulmasıdır. Copingin, dış kesim açısına bağlı olarak oluşan açısı belirlenir. Bu işlem sırasında bilgisayar algoritması otomatik olarak siman aralığını oluşturur. Copingin duvar kalınlığı 0,4-0,75mm arasındadır^{16,67,85}. Copingin aksiyal açısı ise yaklaşık 1-25° arasındadır. Tasarım tamamlandığında dosya bilgisayarda saklanır ve üretim istasyonu olan Procera Sandvik AB'ye gönderilir^{16,67}.

Copingin Üretimi:

Dış kesiminin verileri ve copingin dizaynı modem ile Stockholm, İsveç'e gönderilir. Burası, copingin gelişmiş toz teknolojisi ve CAD-CAM tekniği ile üretildiği istasyonun bulunduğu yerdir^{16,67,76}. Bu işlem üretim işleminde kullanılan dış kesimi modelinin genişletilmesiyle yaklaşık %20'lik sinterleme büzüşmesini hesaba katar^{16,22,67,76}. Yani sinterleme sırasında alüminyum oksit materyalinin bünyesinde oluşacak %20'lik büzüşme, sinterizasyon öncesinde üzerinde copinglerin hazırlanacağı dış kesim modellerinin genişletilmesiyle giderilmeye çalışılır. Bu dış kesim modelleri genişletici copy-milling (kopya milleden) makinesi ile hazırlanır. Yüksek saflıkta alüminyum oksit tozu, genişletilmiş dış kesimi modelinin karşısına kuru presleme yoluyla yüksek basınç kullanılarak sıkıştırılır. Dış kısımdaki düzensiz, keskin kısımlar ve dış kesimi sınırı

milleme makinesi ile millenir. Daha sonra copingler yüksek yoğunluğa erişmesi için desteksiz olarak 1550-1600°C'de 1 saat sinterlenirler^{16,22,67,76}. Aluminus porselenlerin tersine yüksek sıcaklarda fırınlanan yüksek alumina porselenleri, gren sınırlarındaki alumina grenlerinin odaklandığı ve arayüzler boyunca atomik difüzyonun meydana geldiği bir solid-durum sinterlenme işlemidir²². Hacim difüzyonu ister gren sınırlarında ister kafes yer değiştirmesi boyunca olsun büzülmeyle sonuçlanır. Sonuçta yoğun kristalin yapılarında 4µm'lik ortalama gren büyüklüğüne sahip, çok yoğun, non-pöröz, homojen bir ürün ortaya çıkar²². Coping kalite kontrolü için değerlendirilir ve uygun anatomik form ve estetiğin yaratılabilmesi için tabakalama porseleninin uygulanacağı laboratuara gönderilir²².

Tabakalama (vener) porseleninin uygulanması:

Procera AllCeram coping, alüminyum oksit altyapısının ısıl genişleme katsayısına (7,0µm/[m.K]) uygun olan özel bir tabakalama porseleniyle (Procera AllCeram Ceramics, Ducera Dental) tabakalanır.

Yüksek dayanıklı Al₂O₃ coping ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra ince bir tabaka florosan tabaka eklenip 925°C'de fırınlanır. Eklenecek tabakalar dentin, mine ve transparan katmanlardır. Bu porselen tabakanın florosan özellikleri restorasyona farklı ışık kaynakları altında doğal bir görünüm kazandırır. Tabakalama porseleni 920-935°C'de fırınlanırken copingin bitim sırasında hiçbir deformasyon meydana gelmez. Çünkü alüminyum oksit erime sıcaklığı 2050°C'dir. 890°C'de glaze yapılır. En son bitim kontrolünde elmas polisaj patıyla mekanik polisaj yapılmalıdır. Bu şekilde Procera AllCeram restorasyonlar tamamlanmış olur^{16,22,67}.

Avantajlar:

Procera AllCeram restorasyonlar yüksek eğilme dayanımı sayesinde hem anterior hem posterior dişlerin restorasyonunda, kron veya köprü olarak hizmet sunabilir^{16,67}.

Sinterleme sırasında alüminyum oksit materyalinin bünyesinde oluşacak %20'lik büzülme, sinterizasyon öncesinde üzerinde copinglerin hazırlanacağı diş kesim modellerinin genişletilmesiyle giderildiği için mükemmel hassaslıkta, uyumu mükemmel restorasyonlar hazırlanabilir^{16,22,67}.

Diğer çoğu CAD-CAM sisteminden farklı olarak (örneğin Cerek) Procera AllCeram coping şeklinde hazırlandığı ve üzerine tabakalama porseleni uygulandığı için çok estetik sonuçlar elde edilir çünkü renk dış boyama ile verilmez, tabakalama ile içten kazandırılır^{16,67}.

Simantasyonu ve Yüzey işlemleri:

Procera AllCeram kron ve köprüler hem konvansiyonel simantasyonla çinko fosfat veya cam iyonomer siman kullanılarak hem de rezin simanlarla simante edilebilir^{16,67}.

Ottl ve arkadaşlarının⁶⁷ belirttiğine göre Awliya ve arkadaşları en yüksek eğilme dayanımının modifiye bis-GMA kompozit esaslı simanla elde edildiğini ve bunu sırasıyla hibrit cam iyonomer ve çinko fosfat simanın izlediğini göstermişlerdir.

Blixt ve arkadaşları⁸⁶ 2000 yılında yaptıkları bir çalışmada farklı yüzey işlemleri uygulanmış Procera AllCeram örneklerde farklı simanların makaslama bağlantı dayanımını değerlendirmişlerdir ve en iyi sonucun Rocatec (3M ESPE) sistemiyle silika kaplama/silanizasyon yapılmış dual-cure siman ile elde edildiğini göstermişlerdir.

Blatz ve arkadaşları⁸¹ 2003 yılında yaptıkları çalışmalarında çeşitli modifiye rezin yapıştırma simanlarıyla simante edilmiş Procera AllCeram restorasyonlarda en iyi kısa dönemli bağlantı başarısının silanizasyon yapılmış Rely X ARC'de, en iyi uzun dönem bağlantı başarısının ise silanizasyon işlemi uygulanmış Panavia 21 simanla elde edildiğini belirtmişlerdir.

Dayanıklılık:

Wagner ve Chu'nun⁶ 1996 yılında yaptıkları bir araştırmaya göre alüminyum oksit core'un biaksiyal eğilme dayanımı 687MPa'dır. Kırılma dayanımının ise 4,48MPa/m olduğunu göstermişlerdir.

Wen ve arkadaşları⁸⁷ ise 1999 yılında yaptıkları bir araştırmada yüksek yoğunlukta alüminanın biaksiyal eğilme dayanımını 472±107MPa ve kırılma dayanımını 3,84±0,11MPa/m olarak bulmuşlardır.

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Andersson ve Oden 1993 yılında yaptıkları bir araştırmada yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit coping materyalinin eğilme dayanımının 601±73MPa olduğunu göstermişlerdir.

Kenar Uyumu:

Sulaiman ve arkadaşları⁴, Procera AllCeram restorasyonlarda kron ile diş arasındaki mesafenin 83±41µm olduğunu ve kabul edilebilir bir kenar uyumuna sahip olduklarını göstermişlerdir.

May ve arkadaşları³ ile Boening ve arkadaşlarının⁸⁸ farklı araştırmalarda belirttiklerine göre Procera AllCeram restorasyonların uyumu kron kenarında 54-64µm ve diğer ara boşluklarda 49-63µm hassaslıktadır. Bu sonuçlar son derece tatmin edicidir ve Procera AllCeram restorasyonların son derece hassas bir uyuma ve ideal siman aralığına sahip olduğunu gösterir.

Renk:

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Heggenbart ve arkadaşları Procera AllCeram copingine tabakalama porseleninin kolayca uygulandığını ve translusensliği nedeniyle doğal diğe son derece benzer estetik restorasyonların yapımının mümkün olduğunu belirtmişlerdir.

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Attanasi ve arkadaşları Procera AllCeram restorasyonların renk stabilitesinin çok iyi olduğunu bulmuşlardır.

Hefferman ve arkadaşları⁸⁹ dayanıklılığı arttırmak için yapılan kristalin katkısının restorasyonun opaklığını arttırdığını belirtmişlerdir.

Yine Hefferman ve arkadaşları⁹⁰ bir başka araştırmalarında dayanıklılığı arttırmak için core kalınlığının artırılmasının translusensiyi etkilediğini belirtmişlerdir.

Biyouyumluluk:

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Adamczak ve Linden Procera AllCeram restorasyonların alüminyum oksit copinginin farklı PH değerlerinde çözünüp çözünmediğini incelemişler ve herhangi bir çözünme bulamamışlardır. Nihayetinde Procera AllCeram restorasyonların ağızda güvenle kullanılabilceği sonucuna varmışlardır.

Klinik Değerlendirme:

Oden ve arkadaşlarının⁷⁶ 1998 yılında yaptıkları 5 yıllık bir klinik araştırma sonucunda 100 adet Procera AllCeram kron değerlendirilmiştir. 5 yılın sonucunda 3 kromda hem core hem de tabakalama porseleninde kırık olduğu gözlenmiştir. 2 kromda sadece tabakalama porseleninde kırılma görülmüştür. 1 kron ise tekrarlayan çürük neticesinde yenilenmiştir. Geri kalan 94 kron yüzey, renk, anatomik form ve marjinal uyum açısından değerlendirildiğinde sonuçlar son derece tatminkar bulunmuştur.

Odman ve arkadaşlarının⁷⁷ 2001 yılında yaptıkları 5- 10,5 yıllık prospektif çalışma neticesinde Procera AllCeram kronların özellikle posterior dişlerde iyi bir prognoza sahip olduğu sonucu çıkmıştır.

Procera AllCeram Köprüler:

Procera AllCeram köprüler, diş veya implant destekler arasındaki mesafe 11mm veya daha az olduğunda, sadece bir gövde kullanılması gerektiğinde ve en az 3mm'lik arayüz bağlantısı mesafesi sağlanabildiğinde endikedir⁹¹.

Ancak destek dişler arası mesafe 11mm'den fazlaysa, 1'den fazla gövde kullanılması gerekiyorsa, en az 3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği sağlanamıyorsa, periodontal hasarlı dişlerde, hastada brüksizm gibi parafoksiyonel alışkanlıklar varsa, destek dişlerde çok fazla eğilme varsa ve geçici simantasyon gerekli ise kontrendikedir⁹¹.

Procera AllCeram köprülerde destek dişler üzerinde hazırlanan copinglerin kalınlığı en az 0,6mm olmalıdır⁵⁶.

Procera AllCeram köprülerde arayüz bağlantı bölgelerinin minimum kritik boyutu okluzogingival olarak 3mm olmalı ve yüzey alanı en az 6mm² olmalıdır⁵⁷.

Procera AllCeram köprü sisteminde yoğun sinterlenmiş yüksek saflıkta bir alüminyum oksit altyapısı kullanılır. Procera AllCeram köprülerde ön taraması yapılmış (pre-scanned) gövdeler kullanılır. Bu ön taraması yapılmış gövdeler, kesici, premolar, molar formunda farklı yükseklik ve genişlikte olup Procera AllCeram gövde kitinden destek dişler arası mesafeye ve vertikal mesafeye göre seçilirler⁹¹.

Ön taraması yapılmış gövdenin seçiminin ardından destek dişler üzerindeki copinglerin muhlaması yapılır. Copinglerin muhlamasının tamamlanınca bunlar ön taraması yapılmış gövdenin muhlamasıyla birleştirilmeye hazır hale getirilerek en uygun arayüz bağlantı bölgesi ve ara birleşim bölgesi şekli elde edilmiş olur. Tüm bu işlemlerin ardından tarama işlemine geçilir⁹¹.

Tarama işlemi die'ların taraması (iç tarama) ve muhlamanın taraması (dış tarama) olmak üzere iki aşamadan ibarettir. Buna ikili tarama işlemi (double scanning procedure) denir. Önce muhlamalar çakırtılıp die'ların taraması yapılır ve marjinler belirlenir. Sonra dönen tabla ve die hareket ettirilmeden muhlamalar die'ların üzerine yerleştirilip yapıştırıcı muhla tutturulur ve muhlamaların taraması yapılır. Bu iki dosya bilgisayara aktarılp yazılım programında CAD-CAM sisteminin mum copingden alüminyum oksit copingi dublike edebilmesi

yani 3 boyutlu dosya tasarlayabilmesi için birleştirilir. Bu sayede her bir destek için iç tarama ve dış tarama mevcut hale gelir. Bu dosyalar Procera üretim merkezine gönderilir^{56,91}.

Tarama işlemi kritiktir çünkü coping üretimi için dijital temeldir. Tarayıcının tepesi 25mm çaptadır ve die'in uzun aksına yaklaşık 45° açıdadır. Die rotasyon platformunda pozisyonlandırılır ve lazer yardımıyla die'in yaklaşık açılmasında ve rotasyonel aksında mikrodüzeltilmeler yapılır⁵¹.

Copingler ve gövde bilinen Procera CAD-CAM yöntemiyle üretilir. Bu yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit copingler laboratuara gönderilir ve laboratuarda 2 alüminyum oksit coping ile ön tarama yapılmış gövde modelin üzerine yerleştirilip ara bağlantı porseleniyle birleştirilir⁵⁶.

Elde edilen alüminyum oksit altyapının klinikte provasını yapar ve uygunluğu tayin edildikten sonra tekrar laboratuara gönderilip tabakalama porseleni uygulanarak uygun form, kontur ve renkteki Procera AllCeram köprü tamamlanmış olur⁹¹.

Arayüz Bağlantı Bölgeleri:

Arayüz bağlantı bölgeleri adından da anlaşılacağı gibi köprü gövdesi ile destek kısımları arasında yer alan ve bu sayede gövdeye gelen kuvvetleri desteklere ve aynı şekilde desteklerden birine gelen kuvveti diğerine ileten yapısal ünitelerdir⁹²⁻⁹⁴.

Protezlerde stres dağılımları karmaşık olabilir; çeşitli koşullar altında sıkıştırma, gerilme, makaslama ve bunların karışımından oluşan stres modelleri şeklinde ortaya çıkabilir⁹⁵. Kırılgan materyaller olan porselenler gerilme stresleri altında zayıflar. Bu nedenle gerilme stresi, özellikle de çatlaklar mevcut olduğunda, porselen materyalinin hizmet süresi üzerinde anlamlı bir değişken olarak düşünülür. 3 üniteli tam porselen köprülerde arayüz bölgesi sıkıştırma kuvveti altında gerilme stresi konsantrasyonunun artmasına neden olabildiğinden kırılma risk faktörü olarak kabul edilebilir⁹².

Gövdeye uygulanan fonksiyonel kuvvetin şiddeti, bir gıda parçası olmadan hasta çenesini sentrik okluzyonda kapattığı zaman daha da artar⁹². Köprü protezlerinde en büyük stres bölgeleri okluzal kuvvetin yönü ve dişsiz boşluğun uzunluğuyla ilişkilidir⁹³.

Sentrik kapanışta kuvvet, köprü gövdesi ve destek dişler arasında gerilme ve makaslama kuvvetinin doğmasına yol açar^{92,93}. Caputo ve Standlee'nin⁹² belirttiğine göre maksimum çiğneme kuvveti 2.

premolar ve 1. molar dişler üzerinde meydana gelir. Lokma önce premolar dişlerde çığnenir ve sonra posteriora itilir. Ağzın posterior bölgesinde 1 veya daha fazla diş eksikliğinde yapılan köprülerde, gövde veya gövdelere lokmalar tarafından kuvvet uygulanır. Köprüye gelen kuvvetin tamamı destekler tarafından karşılanılmaya çalışılır. Eğer karşılanamazsa başarısızlıkla sonuçlanır⁹². Bu başarısızlık da genellikle köprü restorasyonunun en zayıf yeri olan arayüz bağlantı bölgesinde meydana gelir^{92,93}.

Anterior bölgede estetik, fonasyon, hasta rahatlığı ve tabii hijyen kontrolü arayüz bağlantı bölgesinin hem insizoservikal boyunu hem de bukkolingual genişliğini kısıtlar. Posterior da hem estetik daha az önemlidir hem de posterior dişler arasında daha geniş bir temas yüzeyi vardır. Ancak posterior bölgeye etkiyen okluzal kuvvet daha fazladır. Ayrıca sert bir cisim ısırıldığında yani akut okluzal travma meydana geldiğinde anterior bölgede proprioseptif refleks daha hassas iken posterior da bu kadar hassas değildir ve kaslar da kuvvetin uygulamasını devam ettirir. Kuvvet gövdeden arayüz bağlantı bölgeleri ile desteklere iletilir. Neticede en zayıf kısım olan arayüz bağlantılarında kırılma meydana gelir⁹².

Campbell ve Sozio⁹⁶ tam porselen ve metal destekli porselen köprüleri değerlendirdikleri bir in vitro çalışmalarında şu sonuçlara ulaşmışlardır; tam porselen köprülerde arayüz bağlantı bölgesinde dikey çatlaklar ortaya çıkarken, metal destekli porselen köprülerde gövdenin iç yüzeyinde çatlaklar oluşmuştur. Kelly ve arkadaşlarının⁹⁷ tam porselen köprüleri inceledikleri in vitro ve in vivo çalışmalarında başarısızlığın genellikle arayüz bağlantı bölgelerinde kırık şeklinde ortaya çıktığı sonucu bulunmuştur. Bu tip başarısızlıkların önüne geçmek için tam porselen köprülerde arayüz bağlantı bölgeleri uygun genişlik ve yükseklikte yapılmalıdır. Bu tip arayüz bağlantılarının minimum kritik boyutu, core materyali olarak kullanılan porselen materyaline bağlıdır⁵⁷.

Arayüz bağlantı bölgelerinin boyu ve genişliği her ne kadar estetik, periodontal sağlık, dişin kron boyu, fonasyon gibi faktörlerden etkilense de metal destekli porselen köprülerde 2,5x2,5mm'den daha küçük olmamalıdır^{57,93,94}. Fakat bu boyutlar tam porselen köprülerde her zaman bir kural olarak kabul edilemez. Tam porselen köprülerde kırılmanın en sık ortaya çıktığı yer ve porselen materyalinin kırılma doğası düşünüldüğünde gerekli olan arayüz bağlantı bölgesi boyutlarının metal destekli porselen köprüler için gerekli olandan birçok sistemde daha geniş olacağı anlaşılır. Bu belki de tam porselen köprülerin kullanımını kısıtlayan önemli faktörlerden birisidir. Bu nedenle uygun teşhis, hasta seçimi, uygun porselen alt yapı gerekliliklerinin ortaya çıkışı bu tip restorasyonların başarısı için çok önemlidir⁵⁷.

Köprülerin klinik kırılma dirençleri arayüz bağlantılarının boyutu, şekli ve pozisyonu ile gövdenin uzunluğuna bağlıdır. McLean⁹³, köprü protezinin dayanıklılığının; arayüz bağlantı bölgelerinin uzunluğunun kupa ile doğru, genişliği ile doğru, gövdenin uzunluğunun kupa ile ters orantılı olduğunu bildirmiştir. Tam porselen bir köprünün arayüz bağlantılarının uzun aksına paralel okluzal kuvvet uygulandığında, arayüz bağlantısının okluzale bakan tarafında sıkıştırma, gingivale bakan tarafında gerilme stresi meydana gelir⁹⁷. Bu nedenle Mc Lean⁹³ köprü protezlerinde V şeklindeki oluklardan kaçınmak gerektiğini, bunun yerine U şeklinde oluklar yapılması gerektiğini bildirir. Oluğun yarıçapının derinliğine oranı ne kadar büyük olursa kritik bölgelerde gerilme ve makaslama kuvvetleri o kadar azalacaktır⁹³. Benzer şekilde Oh ve arkadaşlarının⁹⁸ belirttiğine göre özellikle gingival embrasurde dar yarıçaplı bir kurvatür tasarımı mevcut olduğunda, 3 üyeli porselen köprülerde arayüz bölgeleri etrafında başarısızlık oranının yüksek olduğu rapor edilmiştir. İlave olarak gövdenin mesiodistal genişliği, 1 mandibular molar dişin genişliğini kesinlikle geçmemelidir⁵⁷.

Gerime Ve Gerilim (Stres Ve Strain):

1- Stres:

En basit tanımıyla kuvvetin uygulandığı yüzey alanına oranı şeklinde tanımlanabilir⁹².

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet etkideğinde, bu dış kuvvet uygulanmasına karşı bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvete eşittir ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır⁹⁹.

Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki gerilme birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan gerilme basınca benzer, her ikisi de kuvvetin birim alana bölünmesi denklemiyle ifade edilir. Stres, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen yapının iç direncidir. Kuvvet uygulamalarına karşı oluşan iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alanına uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi daha kolay bir işlem olacaktır. Stres S ya da σ harfleriyle ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilir ($1Pa=1N/m^2=1MN/mm^2$). Yayınlarda stres sıklıkla MPa (Mega paskal) olarak rapor edilmektedir^{35,100}. ($1MPa=10.6Pa$)

Bir yapıdaki stres, kuvvet ile doğrudan, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirtmek önemlidir. Dış hekimliğinde kullanılan restorasyonlar için kuvvet

uygulana alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır^{99,100}.

Stres her zaman bir metrekarelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir. Ancak diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların okluzal yüzey alanlarının 1mm²'lik bir yüzey olması düşünülemez^{99,100}.

2-Stres Tipleri:

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönelebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise sonuç itibariyle aynı etkiyi gösterdiği için bunlarda nitelik ayrımı yapılmaz. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet setine maruz kalan yapıda çekme oluşturur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise yapıda basma oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı direnç göstermelidir. Basma uygulandığında moleküller birbirlerine karşı çok yaklaşmaya direnç göstermelidir. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir^{92,99-101}.

3- Strain:

Her tip stres yapıda deformasyon oluşturabilir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvvetinde oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısalmasıdır. Makaslama kuvvetinde oluşan deformasyon ise öncekine göre göreceli olarak cismin bir parçasında açıldaki değişim olarak tanımlanabilir⁹².

Strain, ϵ , yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Strain'in bir ölçü birimi yoktur. Ancak strain, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir^{35,92,99,100}.

Strain, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik strain geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik strain ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir^{35,100}.

4-Elastisite:

Streslerin etkisi altındaki cisim, gerilmeler ortadan kalktığı zaman başlangıçtaki şekline geri dönebiliyor ise elastik olarak adlandırılır¹⁰¹.

5-Hooke Kanunu:

En genel anlamda birim şekil değiştirmeler ile stresler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Robert Hooke adlı İngiliz bilim adamı tarafından 17.yy'da tanımlanmıştır. Belirli stres sınırlarını aşmamak kaydıyla gerçekte var olan cisimlerin davranışlarını doğru olarak ifade eder, deneylerle doğruluğu ispatlanmamıştır¹⁰¹.

6- Elastiklik Modülü (Young Modülü):

Materyalin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de young modülü olarak da bilinir. Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar⁹².

Elastiklik modülü, stresin straine oranıdır. Bu bakımdan bir strese ne kadar küçük strain karşılık geliyorsa modülün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir yapının bükülmesi zor ise bunda görünür bir strain veya deformasyon yaratmak için büyük bir stres uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek elastiklik modülü vardır denilir.

$$E = \text{Stres/Strain} = \sigma / \epsilon$$

Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm²'dir. Bu özellik mekanik özellikleri ile dolaylı bir ilişki içerisindedir^{35,100}.

7-Poisson Oranı:

Çekme veya basmada aksial yükleme esnasında aynı zamanda aksial ve lateral strain mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde material uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral strainin aksial straine oranı Poisson oranı olarak tanımlanır ve ν işaretiyle gösterilir. Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzamanın çapraz kesit azalmasıyla orantılı olduğunu gösterir. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder¹⁰⁰.

8-Çekilebilirlik:

Bir yapı orantı sınırının üstünde gerildiği takdirde daimi şekilde deforme olur. Malzeme bir çekme kuvveti uygulandığında kopmadan büyük oranda daimi deformasyona dayanabilirse bu malzemenin çekilebilirliğinin yüksek olduğu söylenir. Dolayısıyla çekilebilirlik malzemenin bir kopma olmadan daimi deformasyona dayanabilme miktarıdır. Kolayca uzayabilen metal çekilebilir bir metaldir. Çekilebilirlik, plastiklik ve çekme kuvvetlerine bağlıdır¹⁰⁰.

Genellikle çekilebilirlik sıcaklıkla ters orantılıdır. Sıcaklık arttıkça çekilebilirlik azalır. Çekilebilirlik malzemenin oda sıcaklığında bükülmesi ve eğilmesi durumunda en yüksek izin verilebilir plastiklik derecesi olup dış hekimliği açısından son derece önemlidir¹⁰⁰.

9-Yield Stresi:

Bir materyalde stresin artışı değerlendirilirken stresin straine oranlanamayacağı bir nokta vardır. Bu noktaya orantı sınırı (proportional limit) denir. Elastiklik sınırı (Elastic limit) ise daimi deformasyonun aşağısındaki stres olarak tanımlanabilir. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel kararları zordur ve pratik amaçlarda orantı sınırı ve elastiklik sınırı ayırt edilemez. Neticede yield stres (veya strength) denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırmasını kolaylaştırır. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktara benzer bir stres gibi tanımlanabilir. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zordur denilebilir⁹².

Bilgisayarlı tomografi:

Sonlu elemanlar stres analizinde çeşitli modelleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar:

1-Optik yöntemler: Lazer ışınlarından yararlanılır.

2-Mekanik yöntemler: Digitizer ile yüzey geometrisinin oluşturulur.

3-Bilgisayarlı tomografi: Görüntülerden elde edilen kesitler yardımıyla modellemenin yapılır.

Son yıllarda dış hekimliğinde yapılan çalışmalarda anatomik yapıların modellenmesinde sıklıkla bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler kullanılmaktadır. Kemikten elde edilen tomografi verileriyle sonlu elemanlar modellemesi ilk defa Keyak ve arkadaşları¹⁰² tarafından yapılmıştır. Birçok çalışmada sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliği

araştırılmış ve diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında uyumlu sonuçlar elde edilmiştir¹⁰³⁻¹⁰⁶.

Klasik tanısal radyografik tekniklerde 30'dan az gri ton elde edilirken bilgisayarlı tomografi teknolojisi 200'den fazla gri tonu sağlamaktadır. Bilgisayarlı tomografide gri skalanın genişlemesi, klasik radyolojide gözlenemeyen doku yoğunluğundaki ayrıntılı farkları gösterir. Bilgisayarlı tomografi ile kullanılan yazılımlarla, 3 boyutlu birebir uyumlu görüntüler elde edilebilmektedir. Bu programlar 1987'den bu yana kullanılıyor olup 3 boyutlu görüntülemenin yanı sıra çapraz ve panoramik kesit görüntüleri sağlamaktadır¹⁰⁰.

Stres Analiz Yöntemleri:

Dişte, implantta, kemikte ve restoratif maddelerde fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla çeşitli analiz metotları kullanılmaktadır. Bunlar;

- 1-Kırılman vernik kaplama tekniği ile stres analizi,
- 2-Fotoelastik model kullanılarak stres analizi,
- 3-Gerilimölçer kullanımı(strain gauge),
- 4-Lazer ışını ile stres analizi (holografik interferometri),
- 5-Termografik kuvvet analizi,
- 6-Radyoteleometri ile kuvvet analizi,
- 7-Sonlu elemanlar stres analizidir^{92,100,101,107,108}.

1-Kırılman vernik kaplama tekniği ile stres analizi:

Vernik kuvvet dağılımını incelenecek cismin üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık olduğu bölgeler kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir^{100,101,107,108}.

2- Fotoelastik model kullanılarak stres analizi:

Fotoelastik stres analizi polarize ışık altında incelendiğinde renkli özellikler sergileyen bazı transparan materyallerin özelliklerine dayanır⁹². Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanılır. İncelenecek cismin fotoelastik materyalden

hazırlanan modelinde, stres bölgeleri polariskop cihazı ile tespit edilir. Yaygın olarak kullanılan bu yöntemde iki ve üç boyutlu model tekniği, üzerinde çalışılan model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği gibi üç esas teknik vardır^{101,108}. Her ne kadar işlem basit ise de stres optik incelemelerin önemli dezavantajları vardır. Modelin sentetik maddeden yapılmış olması nedeniyle örneğin kemiğin homojen olmayan yapısını buna göre değerlendirmek mümkün olmamaktadır. Ayrıca incelemeler daha basit ve düz modellerle sınırlıdır. Diğer bir belirsizlik de optik çözünürlüğün sınırlı seviyede oluşudur¹⁰⁰.

3-Gerilimölçer kullanımı (strain gauge):

Gerilimölçerler yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Mekanik, mekano-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik olabilirler^{101,108}. Mekanik deformasyona maruz kaldığında iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır. İn vivo veya in vitro şartlarda statik ve dinamik yüklemeler altında strain ile ilgili sonuçlar sağlar. Bu metotta incelenecek bölgelere straine duyarlı uçlar yerleştirilir. Daha sonra proteze kuvvet uygulanır. Çekme dirençte artışa sıkıştırma dirençte azalmaya neden olur⁹². Statik ve dinamik gerilim yükselticilerle oluşan strain bilgisayara yüklenir^{100,108}.

4- Lazer ışını ile stres analizi (Holografik interferometre):

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle oluşan yüzey değişimlerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre, en çok kullanılan türdür¹⁰⁹.

Bir hologram plağı üzerine birden fazla çekim yapılabilir. Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme dış veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbirleriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler. Bu saçakların şekli, yönü ve saçaklar arasındaki mesafe, iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişikliği tanımlar¹⁰⁹.

5- Termografik Kuvvet analiz yöntemi:

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişimler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, diş hekimliğinde kullanılan implantların statik yüklemesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yükleme frekansı gereksinmelerini karşılamaktadır¹⁰⁸.

6- Radyotelemetri ile kuvvet analizi:

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilimölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerilimölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır¹⁰⁸.

7- Sonlu elemanlar stres analizi :

Günümüzdeki mühendislik uygulamalarının birçoğunda ele alınan problemin kapalı formda tek ve kesin bir denklemlerle ifade edilmesi mümkün değildir. Örnek olarak, içinde çeşitli boşluklar veya destekleyici çelik parçalar bulunan metal bir plağın farklı yükler altındaki yük taşıma kapasitesi, atmosferde uniform olmayan şartlarda hareket eden hava kütesinin taşıdığı yabancı maddelerin veya hava kirliliğinin dağılımı veya gelişigüzel şekle sahip bir boruda hareket eden sıvı veya gazın basınç dağılımı bu tür problemlerdendir. Böyle problemlerin diferansiyel denklemlerinin analitik olarak çözülmesi mümkün değildir. Çözüm yollarının hemen hepsi bilgisayar aracılığıyla yapılabilen uzun hesaplara dayanır^{100,101}.

Matematik formülasyonlar ve sonuç denklemlerin çözümlerini kullanan bir yaklaşımdır. Fiziğin temel kurallarını ve yapı için diferansiyel veya integral denklemleri etkileyen, formülleri yapılan materyalin esas denklemlerinin kullanımı içerir⁹².

Bu denklemler daha sonra analitik veya numerik metotlar kullanılarak uygun sınır durumları (uygulanan kuvveti ve destek durumları) yükleyerek çözülür⁹².

Sonlu farklar 'Finite difference' yönteminde problemi tanımlayan diferansiyel denklemlerdeki sürekli ortamın belirli noktalarında yaklaşık olarak yazılır ve ortaya çıkan denklemler dizisi bilgisayarda çözüldüğü zaman o noktalardaki değişkenlerin yaklaşık değerleri hesaplanmış olur. Sonlu elemanlar 'finite elements' yaklaşımı ise kavram olarak benzer olmasına karşılık uygulamada ve genel amaçlı bilgisayar kodu hazırlamada sağladığı avantajlar bakımından değişiktir. Yöntem temelde diferansiyel denklemi sürekli ortamın küçük parçalara veya alanlara ayrılmış her bir kısmında sınır koşullarını da dikkate alarak çözmeyi sağlar. Çözümlenen değişken basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri fiziksel bir olay olabilir^{100,101}.

Sonlu elemanlar stres analizi:

Sonlu elemanlar stres analizi tekniği, matematiksel sunumlarla gerçek devamlı yapıları modeller. Bu yaklaşım dijital bilgisayar yardımıyla çözülebilecek matriks cebirlerden biri içine taşır⁹².

Sonlu elemanlar yöntemi, diferansiyel denklemi sürekli ortamın küçük parçalara veya alanlara ayrılmış her bir kısmında sınır koşullarını da dikkate alarak çözmeyi sağlar. Çözümlenen değişken basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir^{100,101}.

Yöntem 4 aşamadan oluşmaktadır:

1-Tabiatta gözlemlenen gerçek olayın sadeleştirilmiş modelinin oluşturulması,

2-Sadeleştirilmiş biyomekanik modelin ayrıklaştırılması,

3-Ayrıklaştırılmış modelin sayısal çözümlenmesi,

4-Sonuçların irdelenmesi¹⁰⁸.

Karmaşık geometrik yapılardaki problemlerin analitik çözümü oldukça zordur. Bu bakımdan sonlu elemanlar stres analizi yönteminde olduğu gibi rakamsal metodların kullanılması gereklidir. Karmaşık mekanik problemlerin çözümünde sonlu elemanlar stres analizi, problemi daha küçük ve daha basit birimlere bölerek sonuçlandırır. Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarında birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemana bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimi ve stres bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir¹⁰⁰.

Sonlu elemanlar yönteminin şu üstünlükleri vardır:

1-Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.

2-Sonuçlar çok kısa sürede elde edilebilir.

3-Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak elde edilebilir¹⁰⁸.

Sonlu elemanlar stres analizinin kullanımı yapılan çalışmalarda çeşitli materyallerin değerlendirilmesine olanak sağlar. Bu çalışma açısından önemli olarak Procera AllCeram materyalinde farklı elastiklik modülü ve poisson oranına sahip core ve tabakalama porseleninin farklılıkları göz önünde bulundurulabilir.

Tam porselen restorasyonların hizmet görme süresinin tahmini iyi tasarlanmış, prospektif klinik denemelerle yapılabilir. Ancak, restorasyonların tasarımları çok çeşitlidir ve örneğin şekil parametrelerinin fonksiyonu gibi hizmet süresinin gerçekçi tahminlerini yapabilmek için tasarımları standardize edebilmek zordur⁹⁸. Dolayısıyla dişlerin anatomik konfigürasyonu üzerine hazırlanan porselen örneklerini içeren sonlu elemanlar stres analizi testleri, bu porselen restorasyonların davranışlarını tanımlamak için kullanışlı bir metot olabilir.

3 boyutlu stres analiz yönteminin başarısı hazırlanan matematik modellerindeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılıdır. 3 boyutlu stres analiz yöntemi 2 boyutlu stres analiz yöntemine göre daha gerçekçidir¹⁰⁰.

Hem tam porselen köprünün ve arayüz bölgelerinin tasarımında ortaya çıkabilecek standardizasyon sorunu hem kullanılan porselen materyalinin kendi bünyesinde ortaya çıkan farklılık hem de diş-restoratif materyal kompleksinin karmaşık anatomisi düşünüldüğünde 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi problemin çözümünde en geçerli yol olarak gözükmektedir.

GEREÇ VE YÖNTEM

1-Gereç:

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ay Tasarım Ltd. Şti. ve Med – Mar Sağlık Hizmetleri Ticaret AŞ.' De gerçekleştirildi.

Araştırmada, CAD-CAM yöntemiyle posterior bölgede hazırlanan tam porselen köprülerde arayüz bağlantı şekillerinin kırılma direncine etkisi, oluşan stres miktarları ve alanları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirildi.

Bu amaçla, kadavra mandibulası temin edildi. Seçilen mandibulada sağ daimi 2. ve 3. molar dişler ile sol daimi 1.,2. ve 3. molar dişler bulunmaktaydı. Modellemede yararlanılmak üzere ayrıca hastadan çekilmiş, normal boyutlarda, herhangi bir anomalisi bulunmayan alt sağ 1. ve 2. premolar ve alt sağ 1. daimi molar diş temin edildi.

3 boyutlu ağı yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması işlemi için Intel Pentium 1,50 GHz Centrino İşlemci, 40gb Hard disk, 512 mb RAM donanımlı ve Windows XP Home işletim sistemi olan Toshiba SM30 – 852 marka bilgisayardan, 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) 3 boyutlu rekonstrüksiyon yazılımı ile 3dsmax (Discreet, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından yararlanıldı. Sonlu elemanlar stres analizi için Patran (MSC. Software, USA) ve Marc /Mentat (MSC. Software USA) analiz programlarından yararlanıldı. Analiz bilgisayar olarak Athlon 1800 Mhz İşlemci, 80gb Hard disk, 2 gb RAM donanımlı ve Windows XP Home işletim sistemi olan bir ürün kullanıldı.

Mandibulanın kesit görüntülerinin elde edilmesinde Med–Mar Sağlık Hizmetleri Ticaret AŞ.' De Siemens Somatom Serisi, Sensation 16 Multi Dedektör (Forcheim, Germany) bilgisayarlı tomografi cihazından yararlanıldı.

Çalışmada kullanılan dişlerin taranmasında Roland MDX – 15 (Roland DGA Corporation, USA) isimli 3 boyutlu tarayıcı aygıtından yararlanıldı.

2-Yöntem:

Bilgisayarlı tomografi cihazı, 120 kV ve 70 mA, eff.mAs 100 olacak şekilde ayarlandı.

Çalışmada kullanılan dişlerin taranmasında kullanılan aygıt, dişlerin dış yüzeyine dokunarak tarama işlemini gerçekleştirdi.

Ağ yapısı, 3dsmax yazılımında kullanılan farklı materyallere ve bölgelere bağlı olarak setlere bölündü. Patran (MSC. Software, USA) yazılımında ise, setlere malzemeler atandı. Çalışmamızda kullanılan setler Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 2- Araştırmada kullanılan setler

Spongioz Kemik	Spongioz kemik elemanlarının tanımlandığı set
Kortikal Kemik	Kortikal kemik elemanlarının tanımlandığı set
Periodontal Ligament	Periodontal Ligamenti oluşturan elemanların tanımlandığı set
1. Premolar	1. Premolar dişini oluşturan elemanların tanımlandığı set
2. Premolar	2. Premolar dişini oluşturan elemanların tanımlandığı set
1. Molar	1. Molar dişini oluşturan elemanların tanımlandığı set
Siman	Siman tabakasını oluşturan elemanların tanımlandığı set
Copingler ve arayüz bağlantıları	Köprü protezindeki Copinglerin ve arayüz bağlantılarının tanımlandığı set
Tabakalama Porseleni	Köprü protezindeki tabakalama porseleninin tanımlandığı set

Mandibulanın Modellenmesi

Bilgisayarlı tomografi cihazında kesitler frontal düzlemde ve posterior bölgeden anterior bölgeye doğru 0,75mm kesit aralığında alındı. Bu kesitsel görüntüler Siemens Somatom cihazı tarafından rekonstrüktö edilmiştir. Bu şekilde 371 adet görüntü elde edildi. 3d-Doctor yazılımında görüntülerin -1024 ve 3072 Hounsfield Unit (HU) değerleri arasında veriye sahip olduğu görüldü. Görüntülerde, -100 HU’dan küçük değere sahip verilerin çökartılmasıyla, mandibula yapısı ayrıştırıldı. Ayrıştırma yapılmış kesit bilgisi ile “Complex Surface Rendering” yöntemi ile 3 boyutlu rekonstrüksiyon gerçekleştirildi (3 boyutlu hale getirme işlemi 4 farklı şekilde olabilir. Bunlar boundary rendering yani sınırda 3 boyutlu hale getirme, surface rendering yani yüzeyde 3 boyutlu hale getirme, complex surface rendering yani karmaşık yüzeyi 3 boyutlu hale getirme ve son olarak volume rendering yani hacmi 3 boyutlu hale getirme. Bu işlemlerde boundary renderingden volume rendering’e doğru kalite artar, ancak bilgisayarın işlem hızı yavaşlar). 3 boyutlu modele iki kez “Smooth” işlemi uygulanmasıyla modelin son hali elde edilmiş oldu. (smooth: yüzeyi daha düzgün hale getirme işlemi)

Çalışmada kullanılacak dişler dokunarak taranıp daha sonradan mandibulaya eklendiği için kemikteki mevcut soketlere uyması için kemikte bir takım değişiklikler yapıldı. Öncelikle taraması yapılan

dişlerden 1. Molar'ın mandibuladaki yerinde, kemikten gelen bir diş hâlihazırda bulunduğundan, bu diş boolean operasyonu (boolean operasyonu: 2 veya 3 boyutlu her türlü birleştirme, çıkartma, kesişim bulma, kesme, ayırma işlemlerine verilen isim) ile kron kısmından kesildi. Diş ve soketlerin tam uyumunu engelleyen kısımlardaki düğümler, soft selection (soft selection: elemanların keskin hareketini engelleyen yumuşak seçme işlemi) yöntemi ile hassas biçimde düzeltildi. Çalışmamızı etkilemeyen dişler, kemiğe ait elemanlar olarak tanımlandı.

Destek Dişlerin Modellenmesi

3 boyutlu tarayıcı tarafından dişlerin x, y, z eksenlerindeki 50µm adım aralığı ile taranmış görüntüleri elde edildi. Modellemenin her aşamasında, oluşturulan katı cisimlerin boşlukta bir hacim oluşturmasını engelleyen hatalar kontrol edilerek giderildi. Bu, analizin gerçekleştirilebilmesi için gerekiyordu. Görüntüler 3dsmax yazılımında birleştirildi ve 3 boyutlu modelleme bitirilmiş oldu. Çalışmada kullanılan dişlerin kron, kök ve toplam boyları ve kron kısımlarının mesio-distal ile bukkal- lingual yönde ekvator ve kole boyutları Tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3- Dişlerin çeşitli yönlerde boyları

Dişler	Toplam boy (cm)	Kron boyu (cm)	Kök boyu (cm)	M - D Kron Ekvator (cm)	M - D Kole (cm)	B - L Kron Ekvator (cm)	B - L kole (cm)
1.Premolar	21,309	7,784	13,485	7,986	5,713	7,005	6,523
2.Premolar	26,734	8,094	18,640	7,715	6,172	8,643	7,982
1.Molar	20,638	7,638	13	11,221	9,817	10,264	8,365

Diş kesiminin modellenmesi

Çalışmada 1. premolar ve 1. molar dişleri destek dişleri olarak kullanıldı. x, y, ve z eksenlerinde taraması yapılan dişler, 3dsmax yazılımında birleştirildi. Birleştirme işlemi sonrasında chamfer basamağın ideal yerleri belirlendi ve bu hatlardan kronlar diş kökleriyle ayrıldı. Diş kökünde ortaya çıkan boşluğa birebir uyacak şekilde diş kesimi ideal kıstaslara göre oluşturuldu. Aksiyal duvarların açısı 8-10° olarak ayarlandı. Procera Allceram kronlarda üretici firmanın tavsiye ettiği şekilde chamfer tarzı basamak oluşturuldu. Basamak derinliği 1mm olarak ayarlandı. Okluzal kesim derinliği 2mm olarak ayarlandı. Ayrı olarak modellenen diş kesimleri, kökler ile weld işlemi (weld işlemi: kaynak

yapma işlemidir. Belirli bir eşik değeri içerisindeki ilgili elemanları yaptırmaya yarar) yapılarak birleştirildi.

Siman tabakasının modellenmesi

Çalışmada diş kesiminin modellenmesinin ardından, bu kesime 3dsmax yazılımında 25µm ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi işlemidir) verilmesiyle siman tabakası üretildi.

Copinglerin ve arayüz bağlantı bölgelerinin modellenmesi

Her iki destek diş için copingler, siman tabakasının ofset yapılmasıyla 0,6mm kalınlığında oluşturuldu. Coppinglerin aksiyal açısı kesilmiş dişlerin aksiyal açısını takip edecek şekilde 8 – 10° olarak oluşturuldu. Gövde copinginin üretilmesi için, 1. premoların copingi aynen alındı. Ridge-lap formuna mümkün olduğunca uyan bir küre oluşturuldu. Üretilen bu küre ve coping birleştirildi. Birleştirme dışında kalan kısımlar trimlenerek (trimleme: istenilmeyen yerlerin kesilip atılması) temizlendi.

Her bir destek diş için oluşturulan coping ve gövde copingi iki farklı arayüz bağlantısı uzunluğu oluşturacak şekilde birleştirildi. Birleştirme sırasında ortaya çıkan keskin hatlar, filet değerleri (filet: keskin köşelere istenilen açılarının verilmesi) verilmesiyle yumuşatıldı. Tasarımların her ikisinde de arayüz bağlantısının bukkal-lingual mesafesi 2mm olarak tanımlandı. Tasarımların birincisinde arayüz bağlantısının okluzo-gingival mesafesi 3mm, ikincisinde 4mm olacak şekilde tanımlandı. Arayüz bağlantısı ve coping arasında ortaya çıkan sert açılar filet verilerek giderildi. Bu işlemin ardından arayüz bağlantısının altında kalan gövde kısımlarının mesial ve distal kenarlarına 0,9mm yarıçaplı birer küre uygulanarak krete doğru, düzgün bir şekilde daralması sağlandı. Bu sayede tabakalama porseleni için yeterli yer sağlandı.

Tabakalama porseleninin modellenmesi

Coping modellemesi kesinleştirildikten sonra kron modellemesine geçildi. Öncelikle ilk diş modellemesinde kesilmiş olan kron kısımların açık tarafları çeşitli işlemlerle kapatıldı. Destek dişlerinin kron tabakalarının alt yüzünün borderı (border: sınır) seçildi ve cap işlemi (cap işlemi: kapama işlemi) ile kapatıldı. (Sonlu elemanlar stres analizinde açık olarak modellenen bir yapının çeperine border yani sınır denilir. Açık olarak modellenen bir yapıda analiz işleminin yapılabilmesi için kapalı hale getirilmesi gerekir. Bu işleme de cap işlemi yani kapama işlemi denilir.) Gövde diş kronunun alt tarafında ridge-lap formunun ve nihai formunun oluşturulabilmesi için, ridge-lap formuna mümkün olduğunca uyan bir küre

oluşturuldu. Üretilen bu küre ve kron birleştirildi. Birleştirme dışında kalan kısımlar trimlenerek temizlendi.

Daha sonra destek dişlerin kronları ve gövde arasındaki bağlantılar üretilerek birleştirildi. Her 4 farklı köprü tasarımı için 0,25mm yarıçapa sahip silindir üretilerek okluzal embrasur hazırlandı. Her 2 farklı arayüz bağlantısı uzunluğu için 0,6mm ve 0,9mm yarıçapa sahip silindir üretilerek gingival embrasurler hazırlandı.

Mandibula Kesitinin Modellenmesi

Çalışılan bölgeyi içeren mandibulanın kesitsel 3 boyutlu modeli, 3dsmax yazılımında oluşturuldu. Oluşturulan bu mandibula kesitinde lamina dura 0,22mm kalınlığında, diğer bölgelerde kortikal kemik ise 1mm kalınlığında modellendi. Lamina dura etrafında ve kortikal kemiğin alt kısımları ise spongioz kemik olarak modellendi.

Modellerin katı cisme dönüştürülmesi

Modellerin katı cisme dönüştürülmesi için kapalı hacim oluşturması gereklidir. Mandibulada yüzeyler tamamen kapalı modellendiği için ayrıca bir kapama işlemi gerekmedi. Diş kesimleri, siman, copinglerle birleşen arayüz bağlantı bölgeleri, ara bağlantı porseleni, periodontal ligament, mandibula kesitinde tüm kenarlar elemanlarla kapatılarak ilgili setlere tanımlandı. Diş kesimin modellenmesi ile siman tabakasının alt katmanı elde edilmiş oldu. Bu iki yüzeydeki bütün noktalar, uzayda aynı koordinatlara sahip oldular. Siman tabakasının ofsetlenmiş yüzü, copinglerin alt yüzeyini, copinglerin ofsetlenmiş yüzü de tabakalama porseleninin alt yüzeyi oluşturularak, birbirine güç aktaracak nodellerin aynı koordinatlara sahip olmaları sağlandı. Diş kökünün diş yüzü, bize periodontal ligamentin iç yüzeyini sağladı. Bu yüzeyin ofsetlenmesi ile periodontal ligamentin diş yüzeyi elde edildi. Periodontal ligamentin diş yüzeyi ise lamina dura elde edilmesini sağladı.

Sonlu eleman analizinde, güç aktarım nodelleri (node: düğüm) aracılığıyla yapılmaktadır. Bu yüzden birbirine güç aktaracak nodellerin uzayda aynı koordinatlara sahip olmaları gerekmektedir. Üst üste gelmeyen nodeller, sahip oldukları güce karşılık verecek bir güç bulunmadığından, analiz sırasında kontrolsüz kalmaktadırlar.

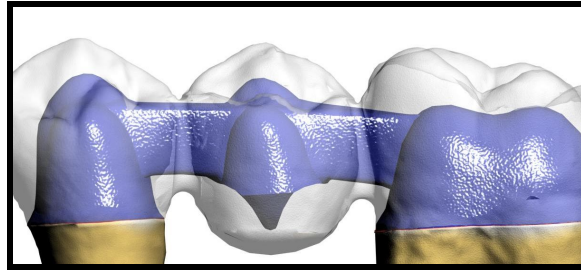
3dsmax yazılımında elde edilen ve yüzeylerden elde edilen katı cisimler Patran yazılımına atıldı. Patran yazılımında katı yüzeyler, tet4 topolojisi kullanılarak tetrahedron (tetrahedron: eşkenar üçgenlerden oluşan düzgün dört yüzlü şekiller) yapıları elemanlara kavuştu. Bu sayede program tarafından kapalı hacim tetrahedron yapılarıyla dolduruldu.

Katı cisim elde edildikten sonra bilgisayara setlerle ilgili elastiklik modülleri ve Poisson oranları girildi.

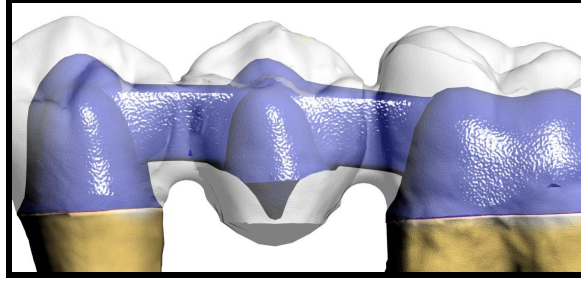
Tüm bu işlemlerin ardından 4 adet farklı köprü modeli elde edilmiş oldu. Bu 4 farklı köprü modellemesi için arayüz bağlantılarının buko-lingual genişliği ve okluzo-gingival yüksekliği ile okluzal ve gingival embrasurlerin yarıçapları Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo4- 4 farklı köprü modellemesi için arayüz bağlantılarının genişliği, yüksekliği, okluzal embrasurlerin yarıçapları, gingival embrasurlerin yarıçapları

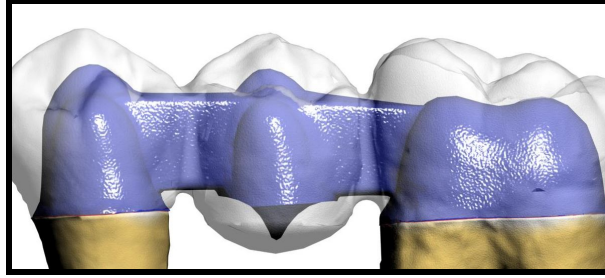
Modeller	Buko lingual Genişlik	Okluzo gingival Uzunluk	Okluzal embrasurlerin yarıçapları	Gingival embrasurlerin yarıçapları
Model 1	2 mm	3 mm	0,25 mm	0,6 mm
Model 2	2 mm	3 mm	0,25 mm	0,9 mm
Model 3	2 mm	4 mm	0,25 mm	0,6 mm
Model 4	2 mm	4 mm	0,25 mm	0,9 mm



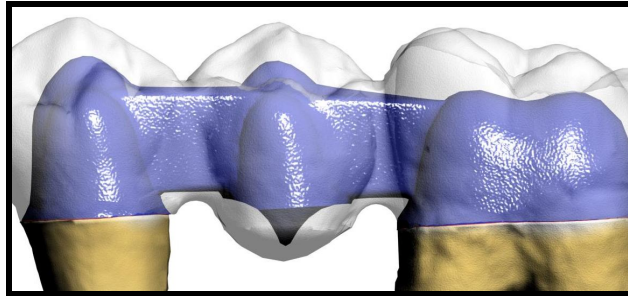
Şekil 1: Model 1 (3 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli)



Şekil 2: Model 2 (3 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli)



Şekil 3: Model 3 (4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli)



Şekil 4: Model 4 (4 mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip köprü modeli)

Setlerde kullanılan eleman sayısı Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5- Araştırmada oluşturulan setlerin içerdiği eleman sayıları

Set	Model 1'deki eleman sayısı	Model 2'deki eleman sayısı	Model 3'teki eleman sayısı	Model 4'teki eleman sayısı
Spongioz Kemik	38085	38085	38085	38085
Kortikal Kemik	26511	26511	26511	26511
1.Premolar PdL	6716	6716	6716	6716
1.Molar PdL	17840	17840	17840	17840
1. Premolar	12185	12185	12185	12185
1. Molar	33880	33880	33880	33880
1. Premolar Siman	7785	7785	7785	7785
1.Molar Siman	9845	9845	9845	9845
Altyapı Poseleni	27270	27270	29963	29963
Tabakalama Porseleni	62712	107464	66376	66458
Toplam	242829	287581	249186	249268

Materyal Özellikleri

Programda katı cisim özellikleri homojen, izotropik olarak tanımlandı. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları Tablo 6'da verilmiştir.

Tablo 6- Kullanılan materyallerin elastiklik modülü, Poisson oranı ve değerlerin alındığı kaynaklar

Kullanılan materyaller	Elastiklik Modülü (E)	Poisson Oranı (ν)	Kaynaklar
Spongioz Kemik	1,37 GPa	0,30	110,111
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,30	110,111
Periodontal Ligament	0,05 GPa	0,49	112
Dentin	18,6 GPa	0,31	97,113
Rely-X Resin Siman	5,1 GPa	0,27	114
Procera Allceram Al ₂ O ₃ Altyapı	380 GPa	0,25	115,116
Procera Allceram Tabakalama Porseleni	70 GPa	0,25	116

Sınır Koşulları

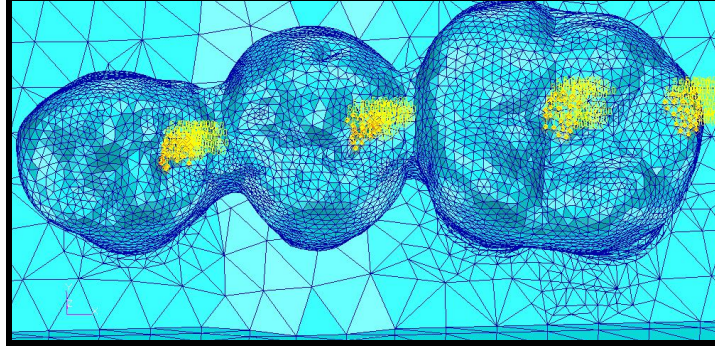
Çalışmada hazırlanan modeller spongioz kemiğin alt sınırından sabitlendi. Kuvvet uygulandığında model bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmelidir. Değerlendirilecek bölgeye destek düzlemler yakın belirlenir ise destekler çevresinde oluşacak streslerinin etkilenmesi söz konusu olacaktır. Bu nedenle destek dişler düzlemlerden yaklaşık 3cm mesafede olacak şekilde konumlandırıldı.

Yükleme ve Stres analizleri

Çalışmada, köprü protezindeki 3 kron üzerine kuvvetler uygulandı. Yükleme bölgeleri, statik okluzyonda tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde üst dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin alt dişlerle temas noktaları (Yükleme 1) ve dinamik okluzyonda Maksimum çiğneme kuvveti dikkate alınarak alt dişlerin fonksiyonel tüberkül tepeleri (Yükleme 2) olarak belirlendi. Yükleme şekli olarak iki tip kuvvet uygulandı.

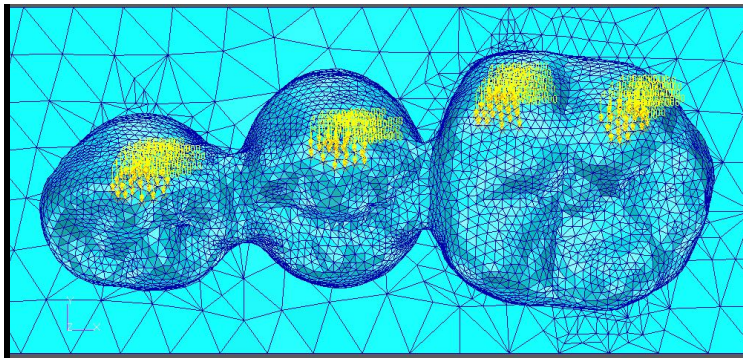
Yükleme 1: Köprü protezindeki 3 üye üzerine maksimum ısırma kuvvetini taklit edecek şekilde vertikal ekseninde 470 N'luk, oblik ekseninde 940 N'luk, horizontal ekseninde 135 N'luk kuvvet uygulandı. Yükleme arasında 3.5 - 7 - 1 oranı kullanıldı. Vertikal ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona 120 N, gövdeye 120 N ve 1. molar krona 230 N olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 5N kuvvet yüklendi. Oblik ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona 240 N, gövdeye 240 N ve 1. molar krona 460 N olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 10N kuvvet yüklendi. Horizontal ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona

33,75N, gövdeye 33,75N ve 1. molar krona 67,5N olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 1,43N kuvvet yüklendi.



Şekil 5: Yükleme 1 (Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre kuvvetin uygulandığı noktalar)

Yükleme 2: Köprü protezindeki 3 üye üzerine çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde vertikal ekseninde 188N'luk, oblik ekseninde 376 N'luk, horizontal ekseninde 54 N'luk kuvvet uygulandı. Yüklemeler arasında 3.5 - 7 - 1 oranı kullanıldı. Vertikal ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona vertikal ekseninde 48 N, gövdeye 48 N ve 1. molar krona 92 olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 2N kuvvet yüklendi. Oblik ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona 96N, gövdeye 96 N ve 1. molar krona 184N olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 4N kuvvet yüklendi. Horizontal ekseninde kuvvetler 1. premolar bölgedeki krona 13,5N, gövdeye 13,5N ve 1. molar krona 27N olarak paylaştırıldı. Böylece her düğüme 0,57N kuvvet yüklendi.



Şekil 6: Yükleme 2 (Maksimum çiğneme kuvvetinin uygulandığı noktalar)

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyans 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.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Marc/Mentat bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere principle stress denir. Principle stress; maksimum principle stress, intermediate principle stress ve minimum principle stress olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stress'i simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stress'i simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stress değeri önemlidir. Çünkü maksimum principle stress, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerinde olduğunda ve minimum principle stress'in mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von mises stress, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stress değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} / 2$$

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan von mises stress değeri alüminyum oksit core porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca von mises stress değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

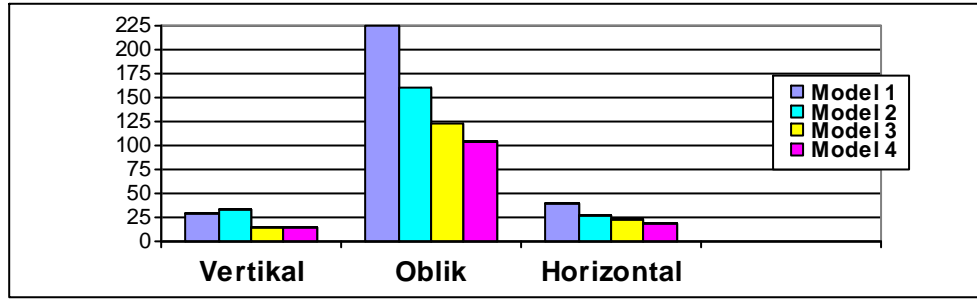
BULGULAR

Araştırmada; 4 farklı tasarımda, 2 farklı yükleme tipinde ve 3 farklı yükleme açısında oluşan stres bulguları elde edildi. 4 farklı köprü tipinde oluşan maksimum principle stress'leri ve von mises stress'leri incelendi. Elde edilen bulgular, ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller, streslerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlarda belirlenen bölgelerin noktasal değerlerini içeren grafiklerle sunuldu.

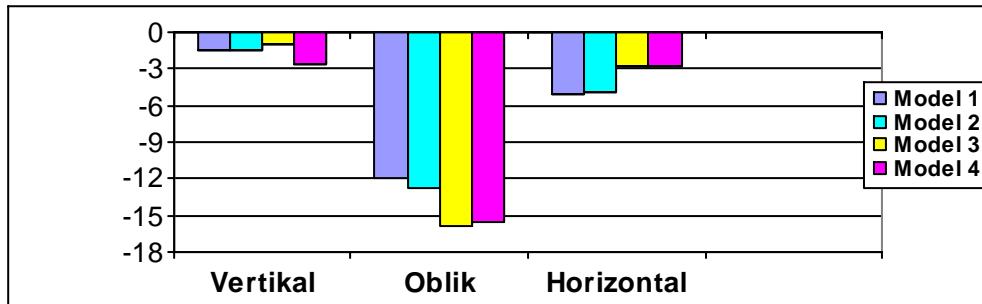
I. Maksimum Principle Stress Bulguları:

I.A. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Grafik 1: Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan pozitif maksimum principle stressler



Grafik 2: Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan negatif maksimum principle stressler



I.A.1. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 1'de Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-

marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Yapılardaki pozitif ve negatif değerler ayrı ayrı değerlendirildi. Yapıda hangisinin mutlak değeri daha büyük ise yapıda o tür stresin etkili olduğu sonucuna varıldı.

I.A.1.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 30,1 MPa'lık, bukkalde -1,48 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Yani molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 15,6 MPa'lık, okluzalinde -1,48 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Yani premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.1.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 225 MPa'lık, bukkalde -11,9 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 89,6 MPa'lık, bukkalde -11,9 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.1.c. Horizontalal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 39,3 MPa'lık, bukkalde -2,07 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 18,6 MPa'lık, bukkalde -5,03 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.2. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 2'de Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve

lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Yapılardaki pozitif ve negatif değerler ayrı ayrı değerlendirildi. Yapıda hangisinin mutlak değeri daha büyük ise yapıda o tür stresin etkili olduğu sonucuna varıldı.

I.A.2.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 20,1 MPa'lık, bukkalde -1,48 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 28,1 MPa'lık, bukkalde -1,48 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.2.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 161 MPa'lık, bukkalde -12,8 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 145 MPa'lık, bukkalde -12,8 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.2.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 27,5 MPa'lık, bukkalde -2,26 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 24,8 MPa'lık, bukkalde -4,96 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.3. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 3'te Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate

alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha düşük olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.A.3.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 15,6 MPa'lık, bukkalde -1,04 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 15,6 MPa'lık, okluzalde -1,04 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.3.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 123 MPa'lık, bukkalde -15,8 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 85,3 MPa'lık, bukkalde -15,8 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.3.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 23,4 MPa'lık, bukkalde -2,79 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 14,7 MPa'lık, bukkalde -2,79 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.4. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişisine Göre Model 4'te Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif

streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha d¼ş¼k olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.A.4.a. Vertikal Y¼klemeye Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

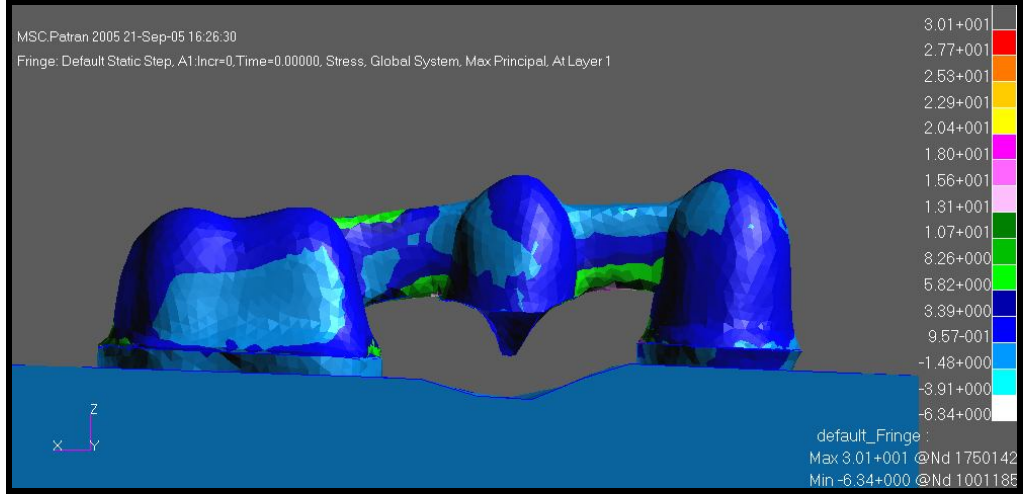
Vertikal y¼kleme sonucunda molar aray¼z bağlantısının orta hattında lingualde 11,9 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar aray¼z bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar aray¼z bağlantısının orta hattında gingivalde 13,9 MPa'lık, okluzalde -2,62 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar aray¼z bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.4.b. Oblik Y¼klemeye Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

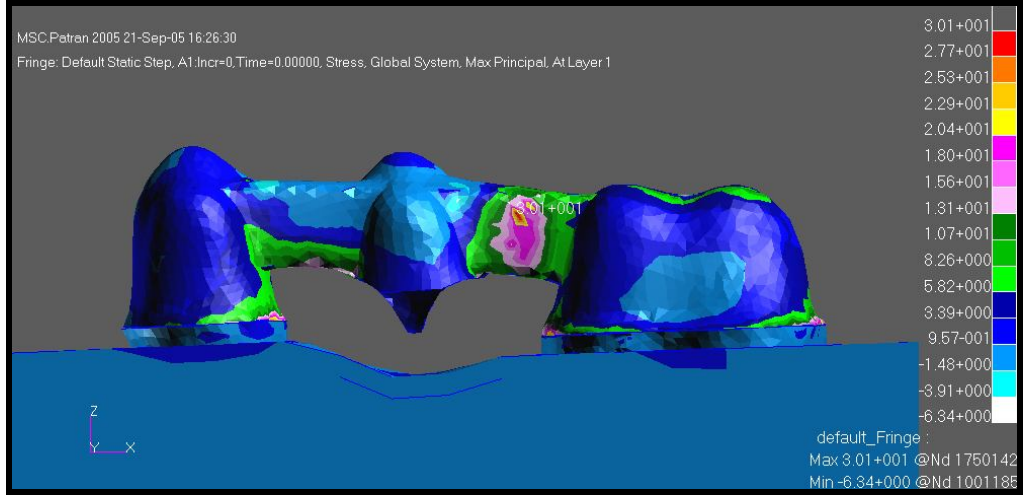
Oblik y¼kleme sonucunda molar aray¼z bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 105 MPa'lık, bukkalde -15,6 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar aray¼z bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar aray¼z bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 56,7 MPa'lık, bukkalde -15,6 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar aray¼z bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.A.4.c. Horizontalal Y¼klemeye Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

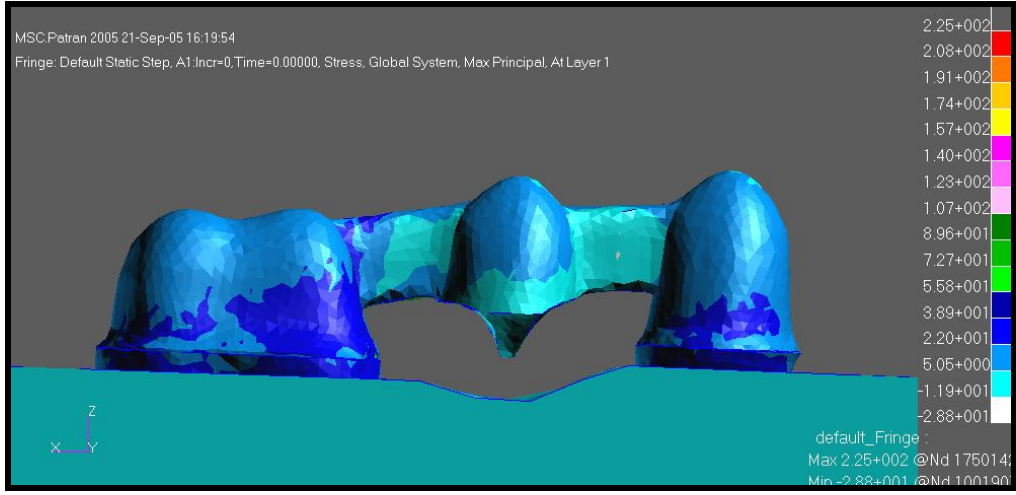
Horizontal y¼kleme sonucunda molar aray¼z bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 18,1 MPa'lık, bukkalde -0,69 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar aray¼z bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar aray¼z bağlantısının orta hattında lingualde 11,8 MPa'lık, bukkalde -2,78 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Yani premolar aray¼z bağlantısında da gerilme stresi etkindir.



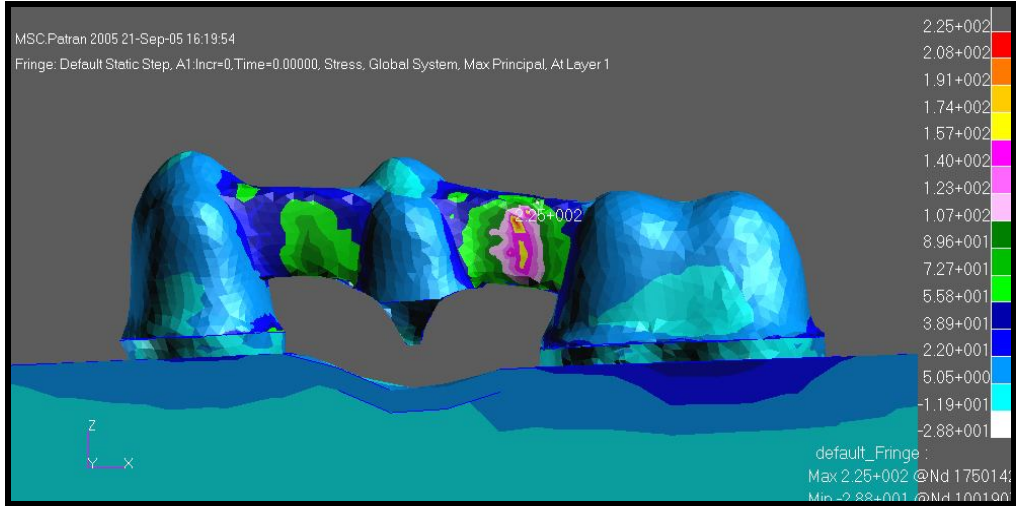
Şekil 7: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



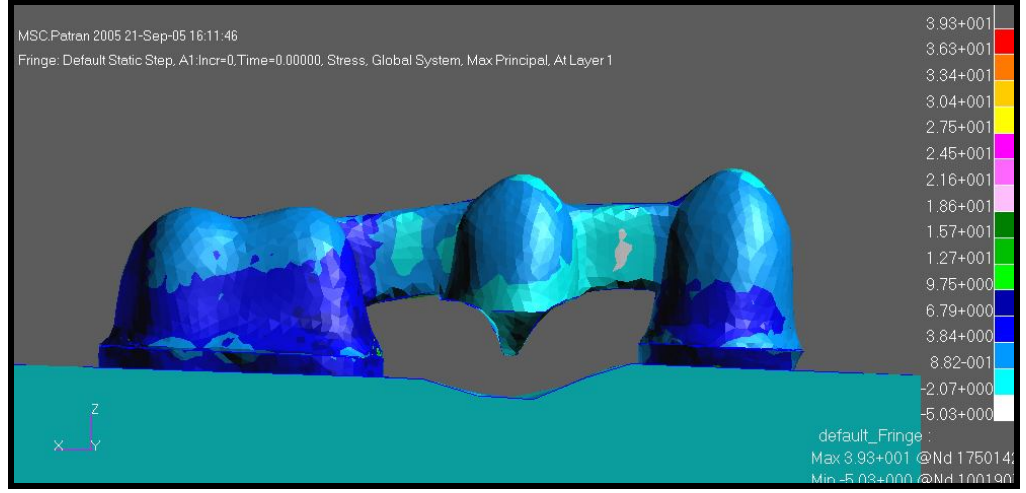
Şekil 8: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



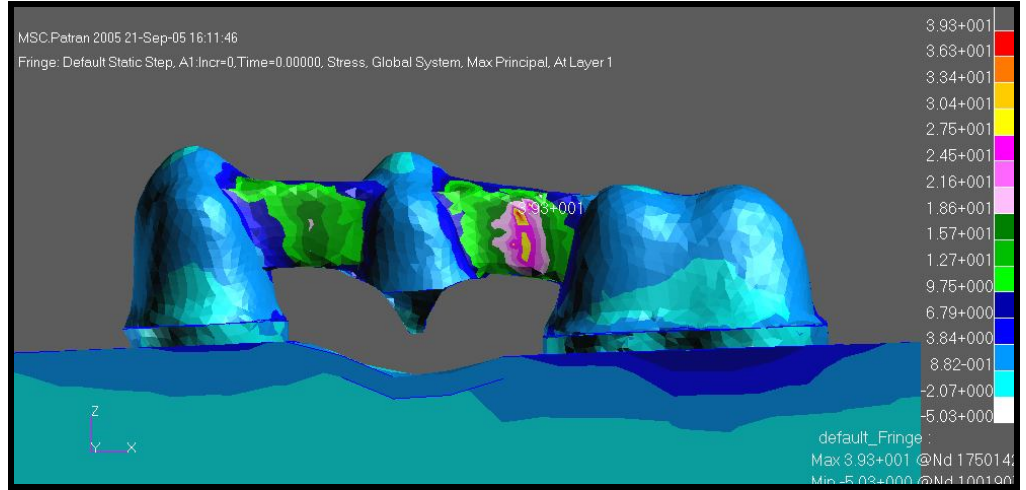
Şekil 9: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



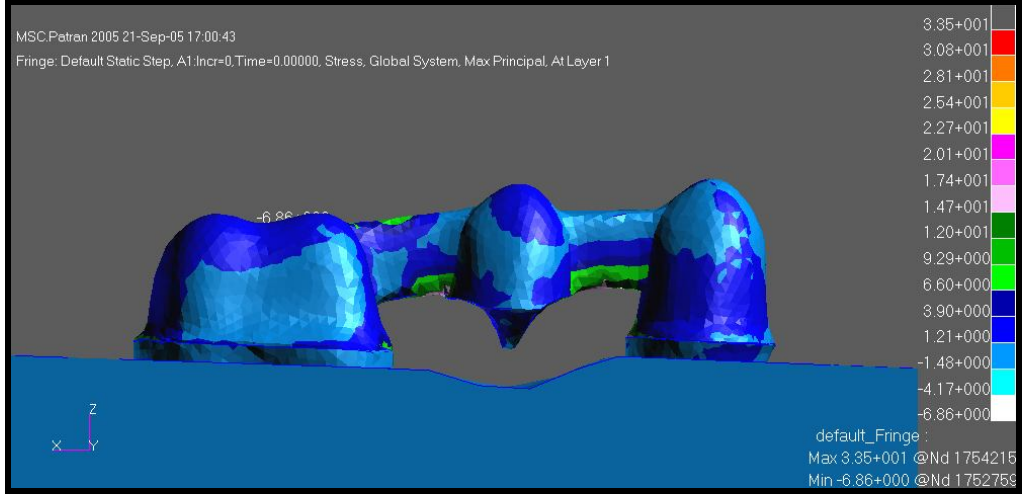
Şekil 10: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



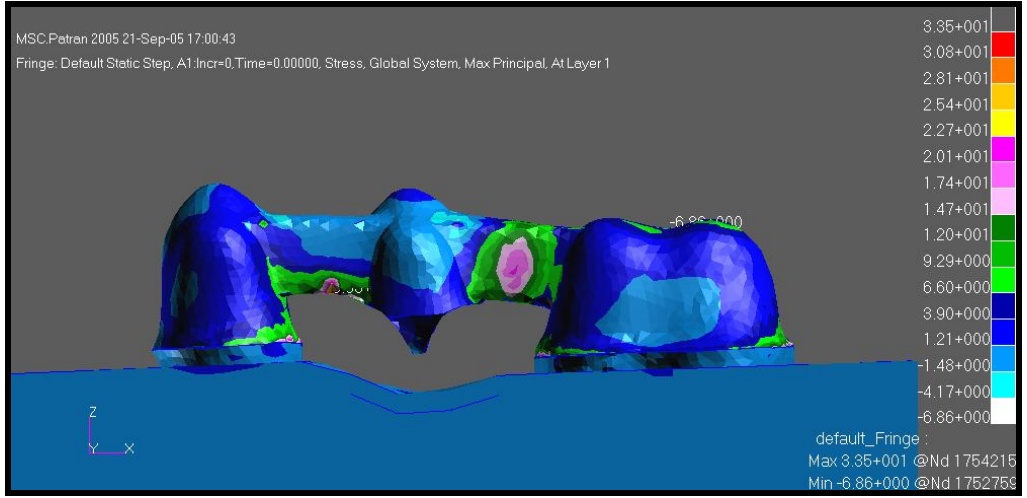
Şekil 11: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



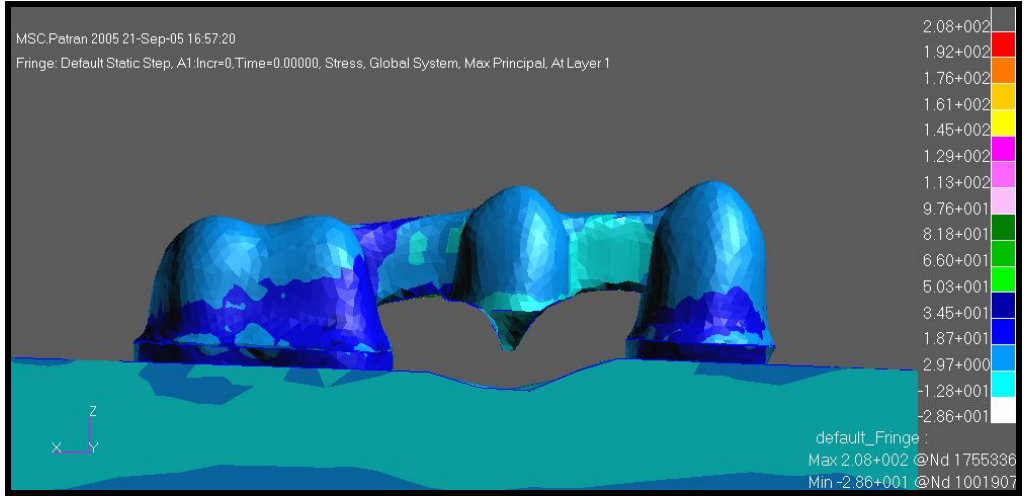
Şekil 12: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü:



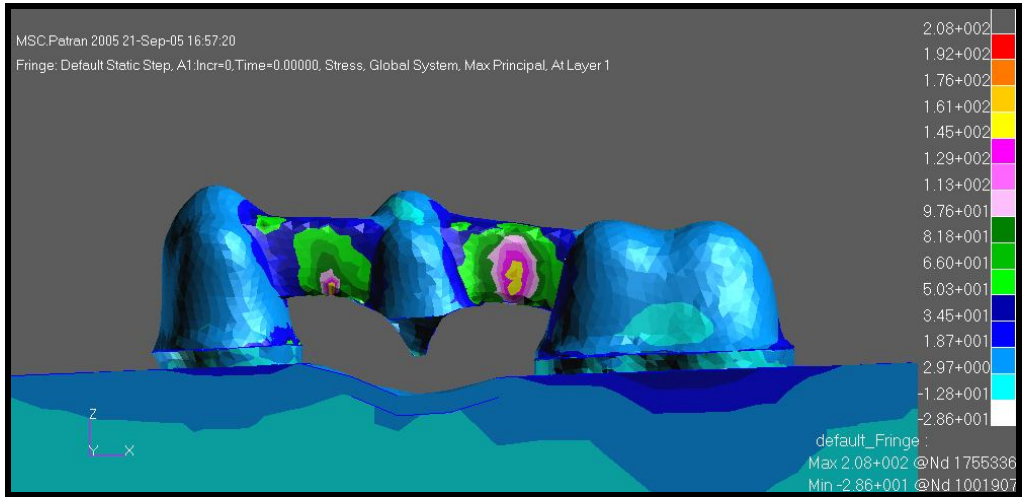
Şekil 13: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



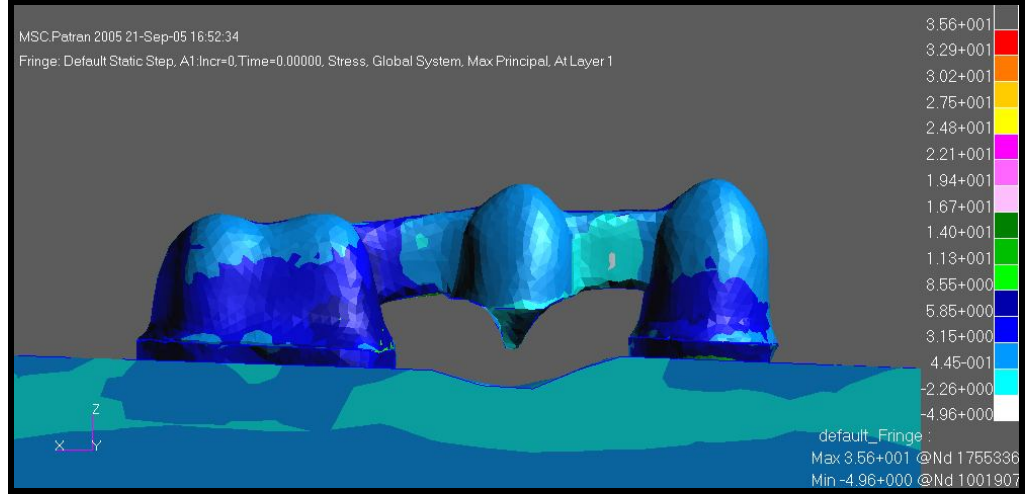
Şekil 14: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü:



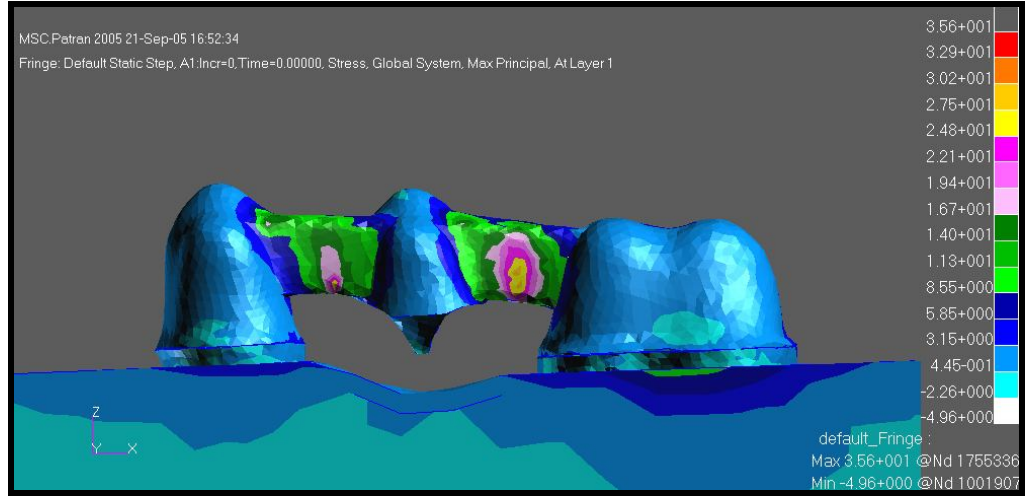
Şekil 15: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



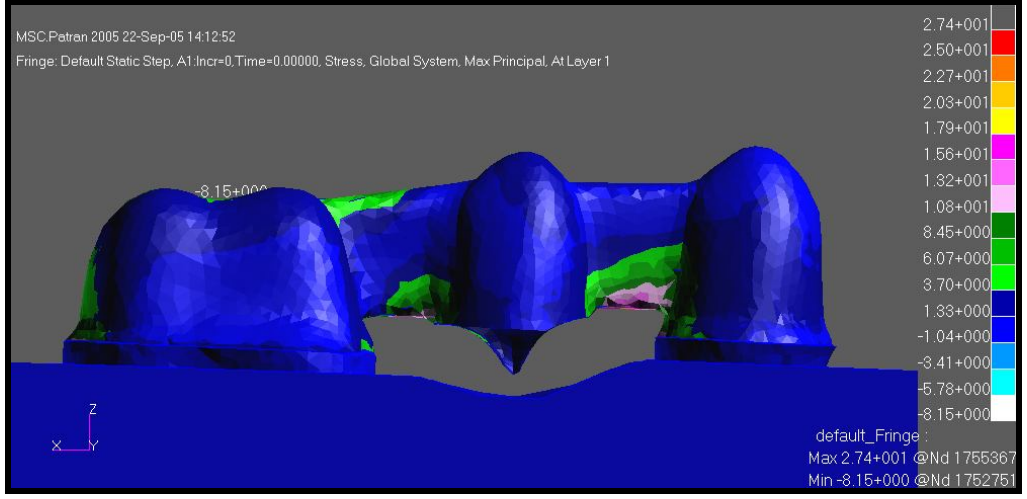
Şekil 16: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



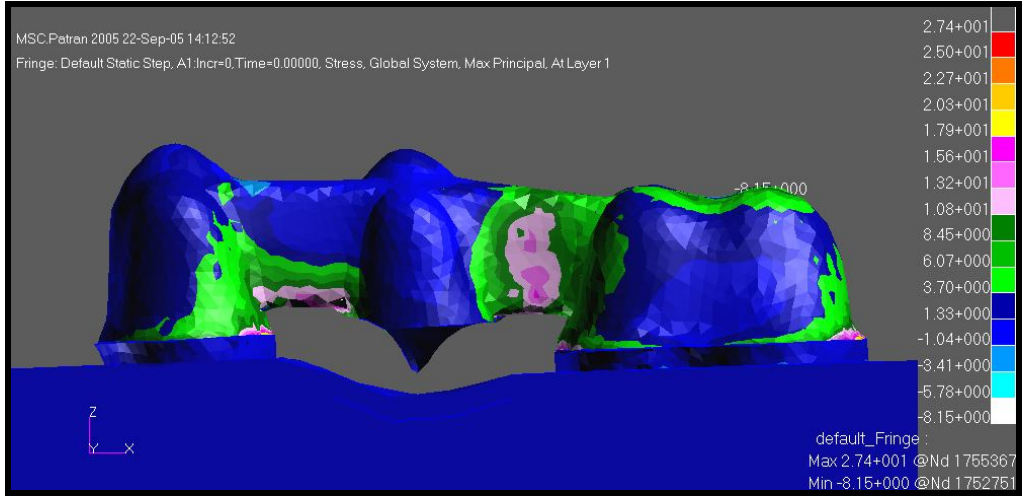
Şekil 17: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



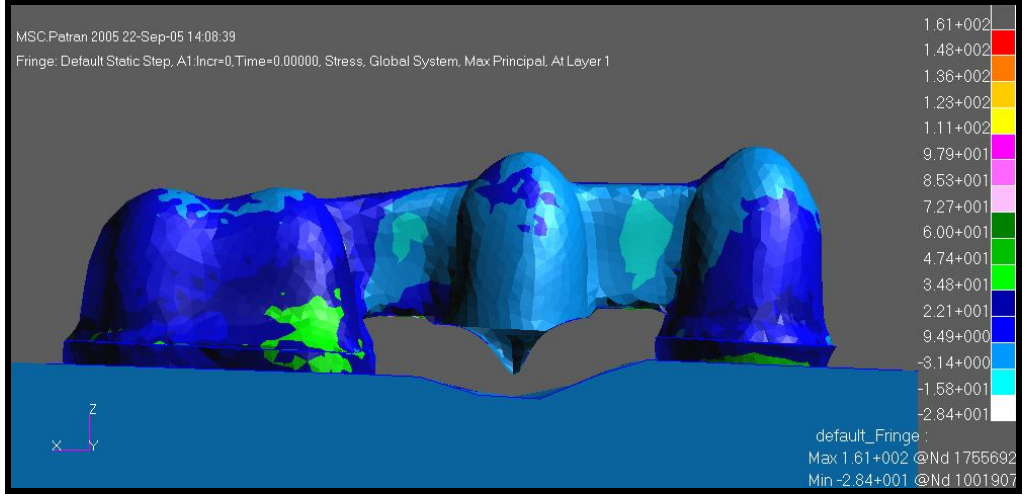
Şekil 18: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



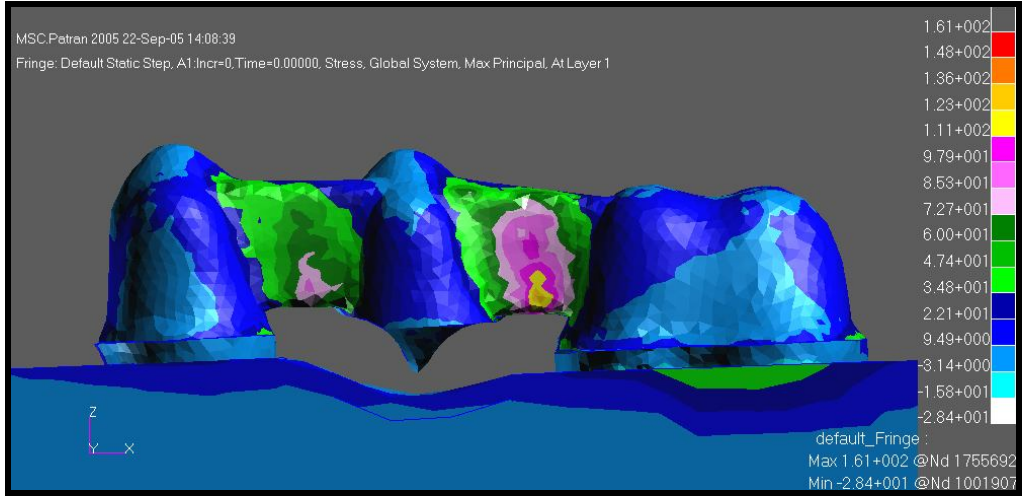
Şekil 19: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



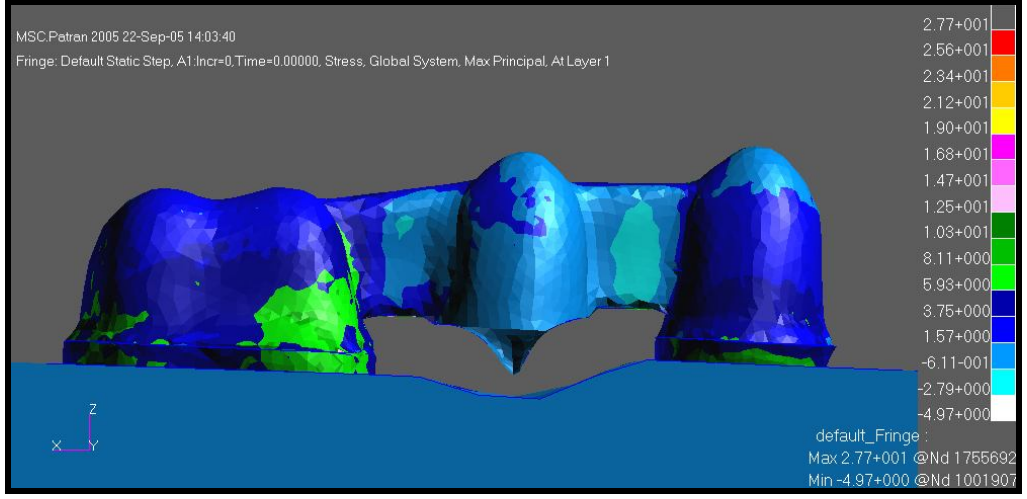
Şekil 20: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



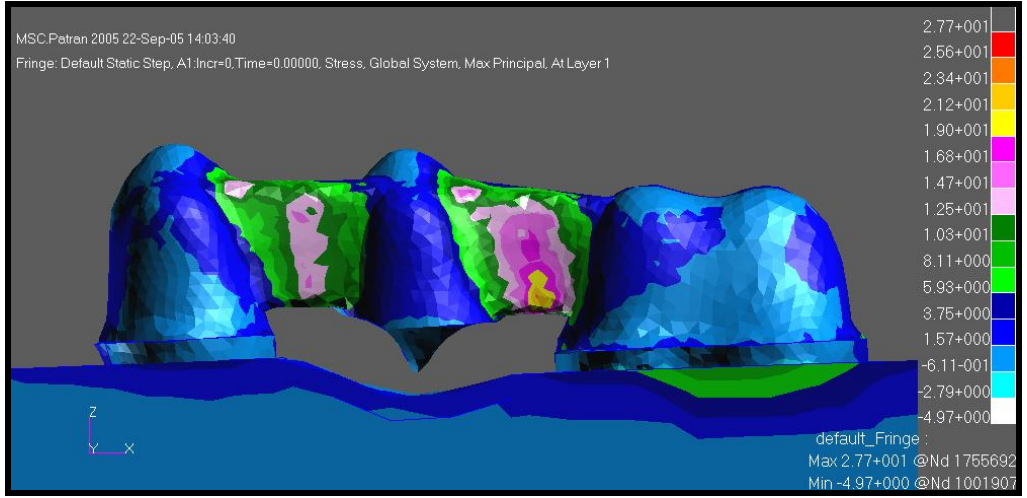
Şekil 21: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



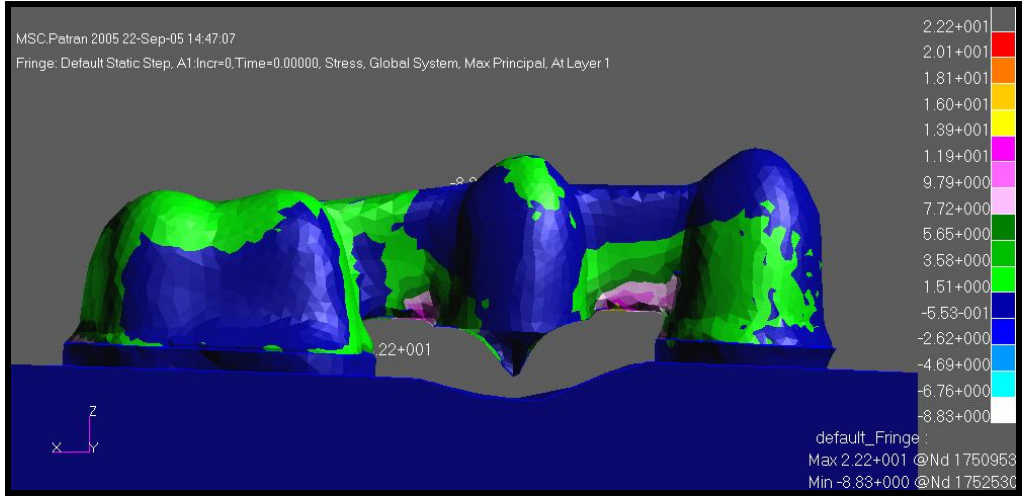
Şekil 22: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



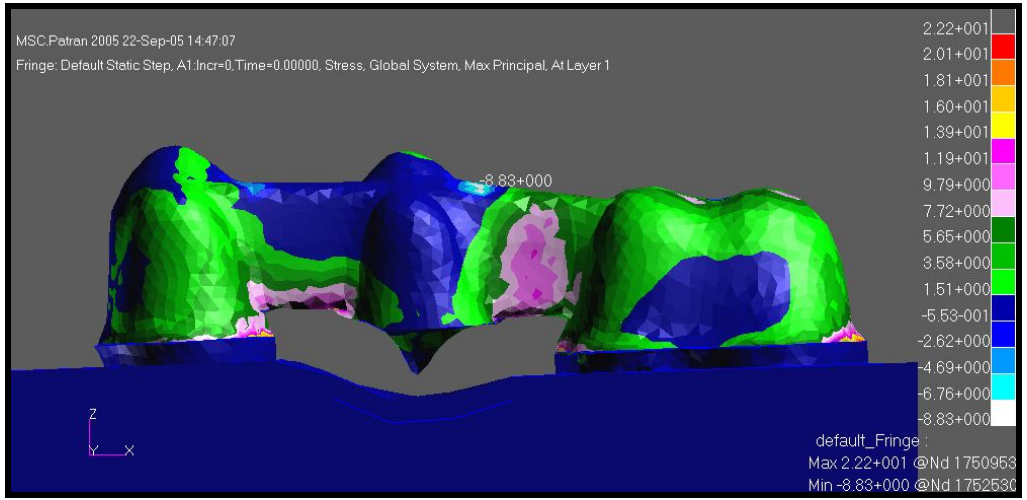
Şekil 23: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



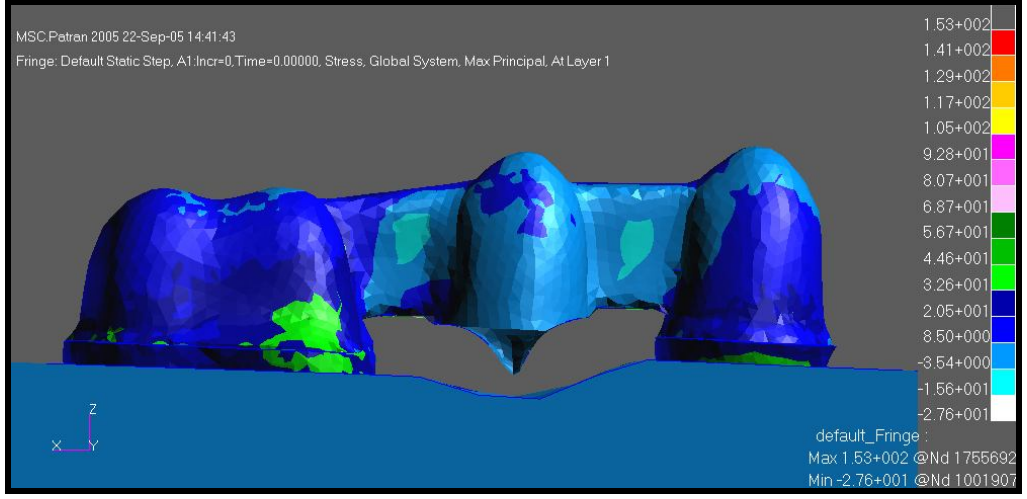
Şekil 24: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



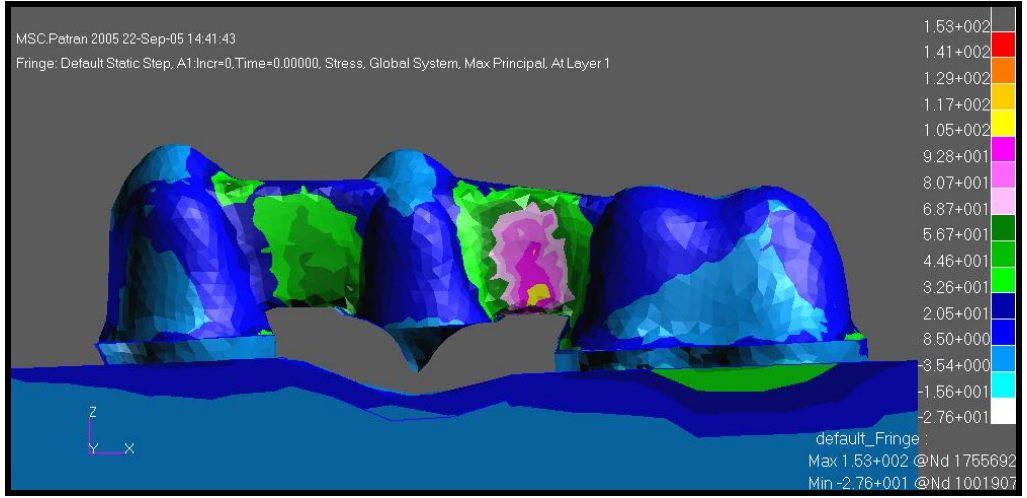
Şekil 25: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



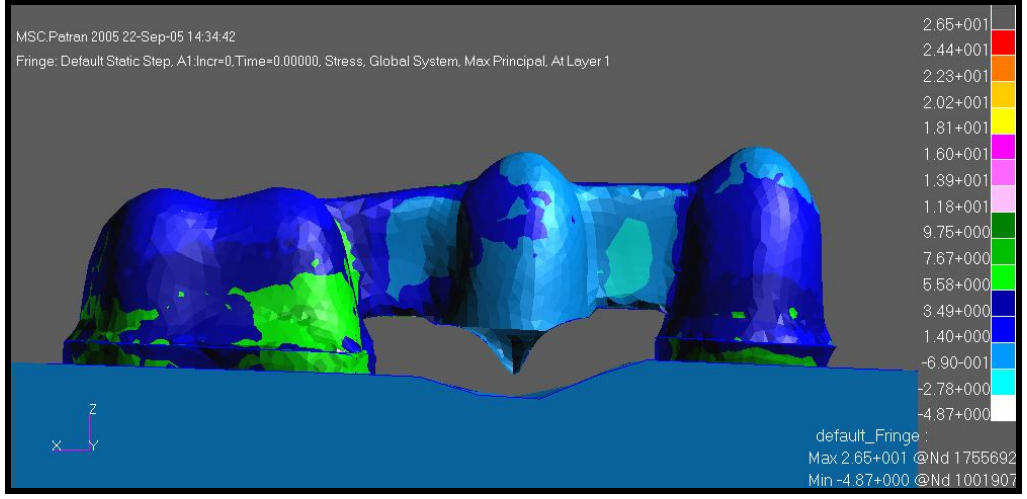
Şekil 26: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



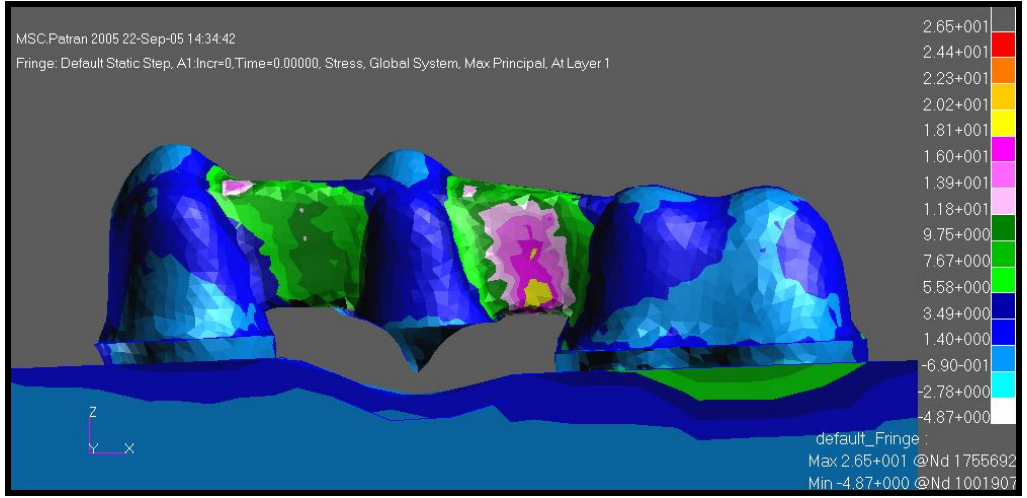
Şekil 27: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 28: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



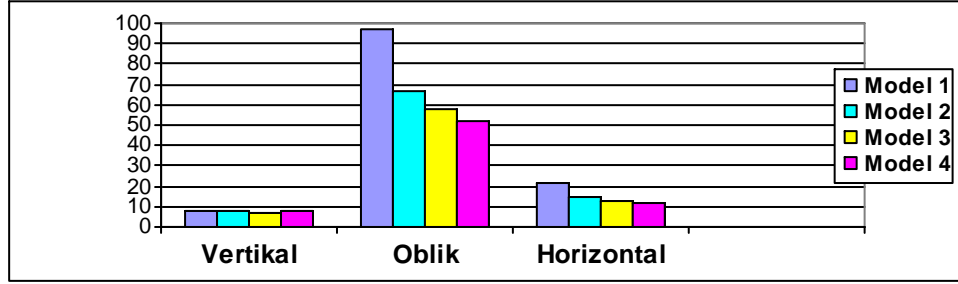
Şekil 29: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



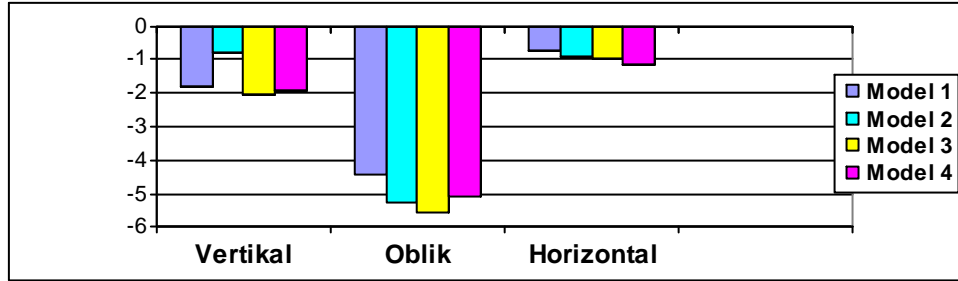
Şekil 30: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü

I.B. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Grafik 3: Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan pozitif maksimum principle stressler



Grafik 4: Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan negatif maksimum principle stressler



I.B.1. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 1'de Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha düşük olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.B.1.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 7,41 MPa'lık, lingualde -1,78 MPa'lık maksimum

principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukko-gingivalde 4,79 MPa'lık, lingualde -0,46 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.1.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 97,1 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 31,8 MPa'lık, bukkalde -4,41 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.1.c. Horizontalal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 21,7 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 7,28 MPa'lık, lingualde -0,72 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.2. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 2'de Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha düşük olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.B.2.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 7,38 MPa'lık, lingualde -0,81 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukko-gingivalde 5,04

MPa'lık, lingualde -0,81 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.2.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 66,9 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 53,8 MPa'lık bukkalde -5,28 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.2.c. Horizontalal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 14,4 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 10,2 MPa'lık, bukkalde -0,94 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.3. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 3'te Oluşan Maksimum Principle Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha düşük olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.B.3.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukho-gingivalde 6,74 MPa'lık, lingualde -2,06 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 4,54 MPa'lık, lingualde -0,95 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.3.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 58,1 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 32,6 MPa'lık, bukkalde -5,54 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.3.c. Horizontalal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 12,3 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 5,66 MPa'lık, lingualde -0,99 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.4. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 4'te Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçap›na sahip Procera AllCeram köprü tasarımı›nda maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen maksimum principle stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyap› porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi. Tüm modellerde oluşan negatif streslerin mutlak değeri pozitif streslerden daha düşük olması nedeniyle sadece pozitif değerli stresler dikkate alındı.

I.B.4.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

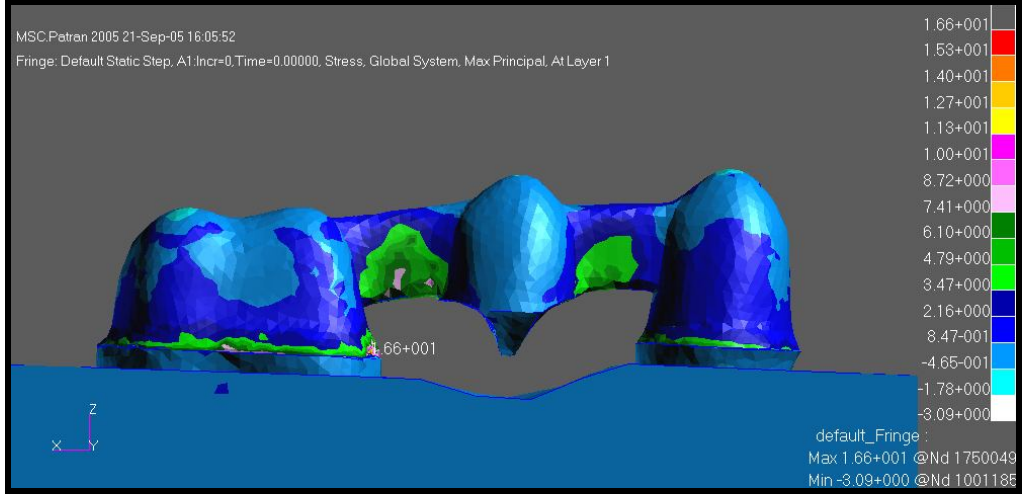
Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hatt›nda bukkal-gingivalde 7,93 MPa'lık, lingualde -1,95 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hatt›nda bukkal-gingivalde 5,46 MPa'lık, lingualde -0,71 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir.

I.B.4.b. Oblik Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

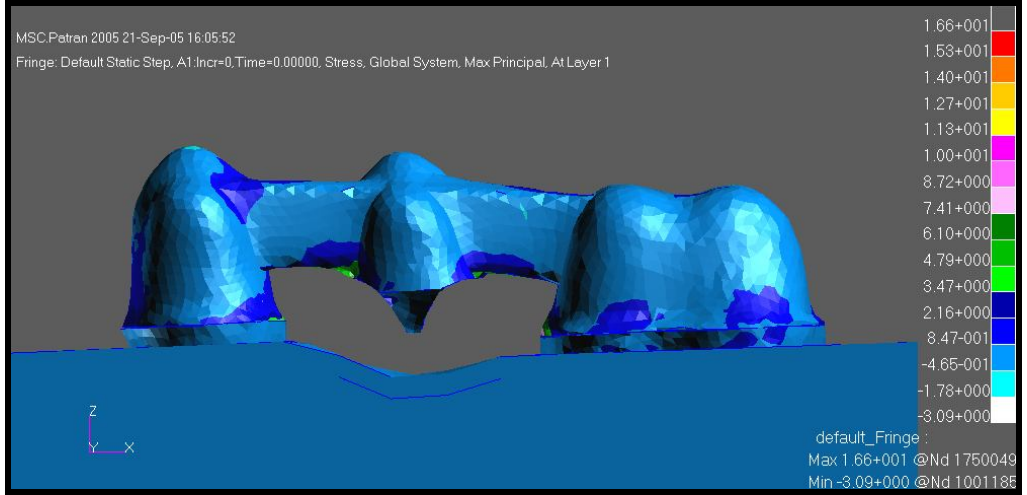
Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 52 MPa'lık, bukkalde -0,10 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 28,8 MPa'lık, bukkalde -5,09 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.

I.B.4.c. Horizontalal Yüklemede Oluşan Maksimum Principle Stress Bulgular›:

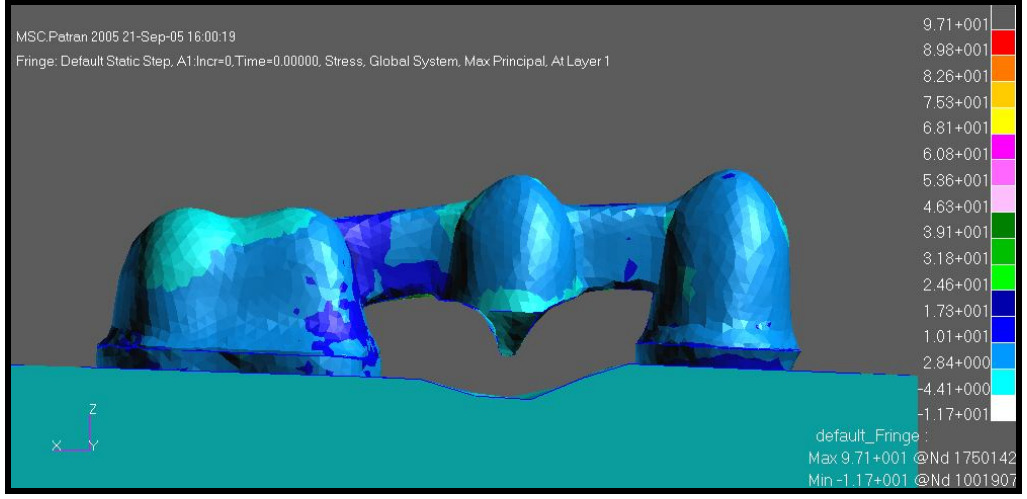
Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hatt›nda linguo-gingivalde 12 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Molar arayüz bağlantısında gerilme stresi etkindir. Premolar arayüz bağlantısının orta hatt›nda lingualde 4,85 MPa'lık, bukkalde -1,13 MPa'lık maksimum principle stress ortaya çıkmıştır. Premolar arayüz bağlantısında da gerilme stresi etkindir.



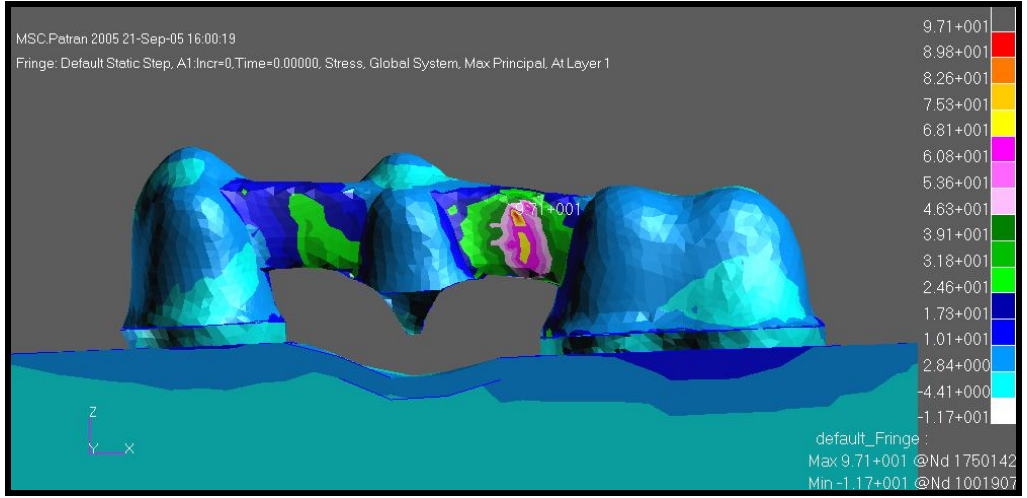
Şekil 31: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



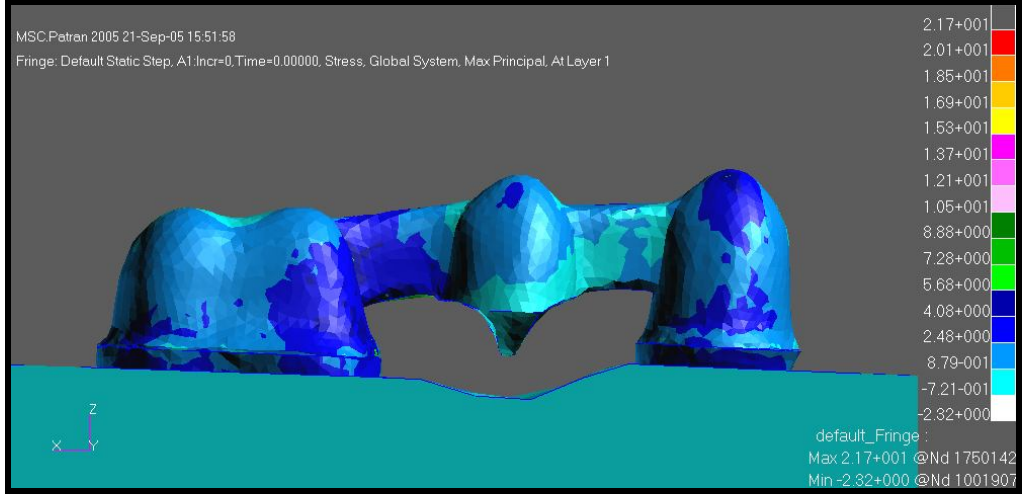
Şekil 32: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



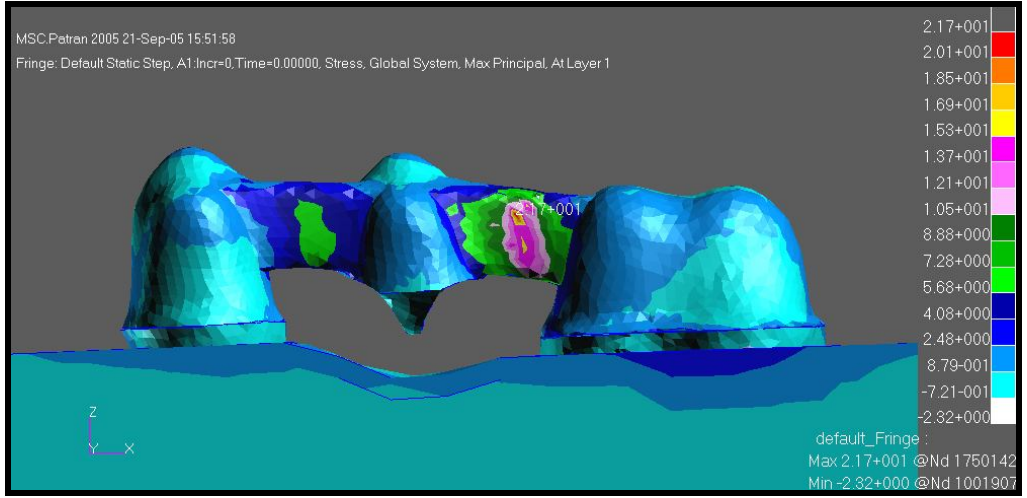
Şekil 33: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



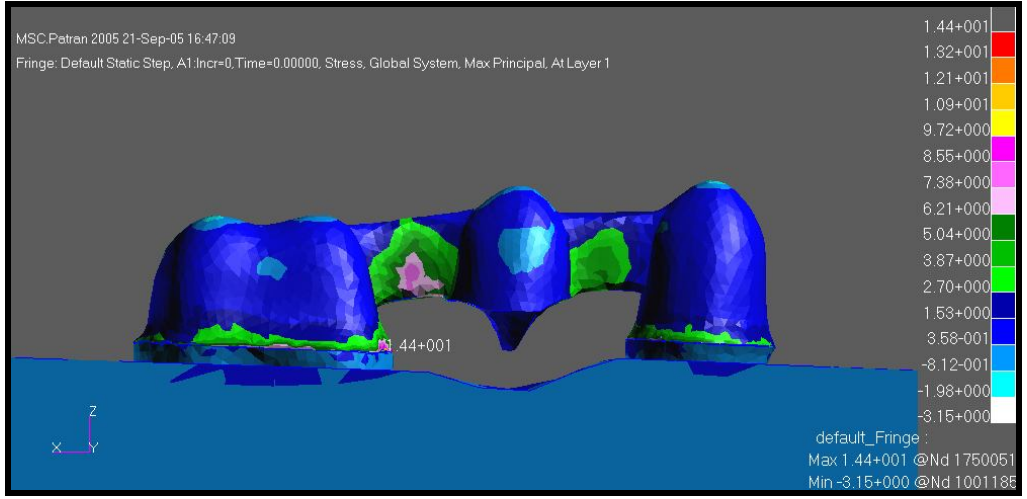
Şekil 34: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



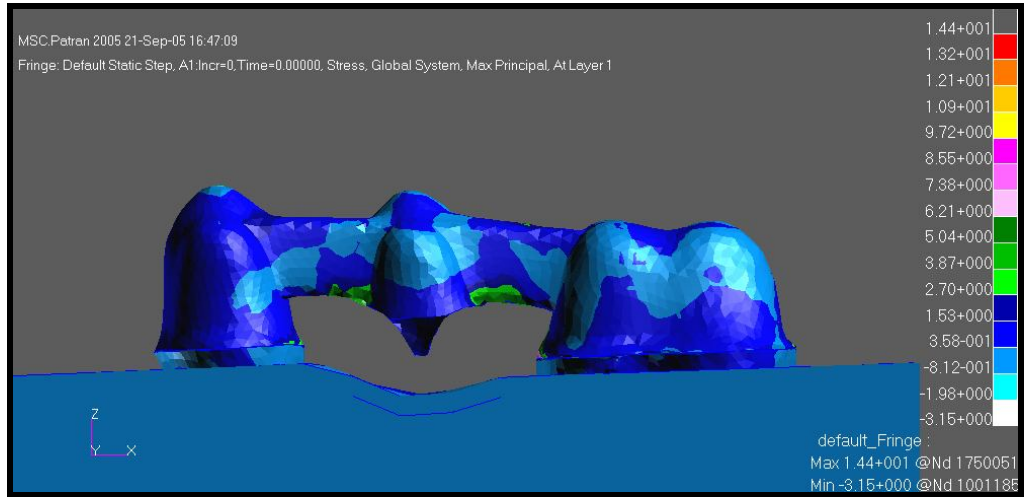
Şekil 35: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



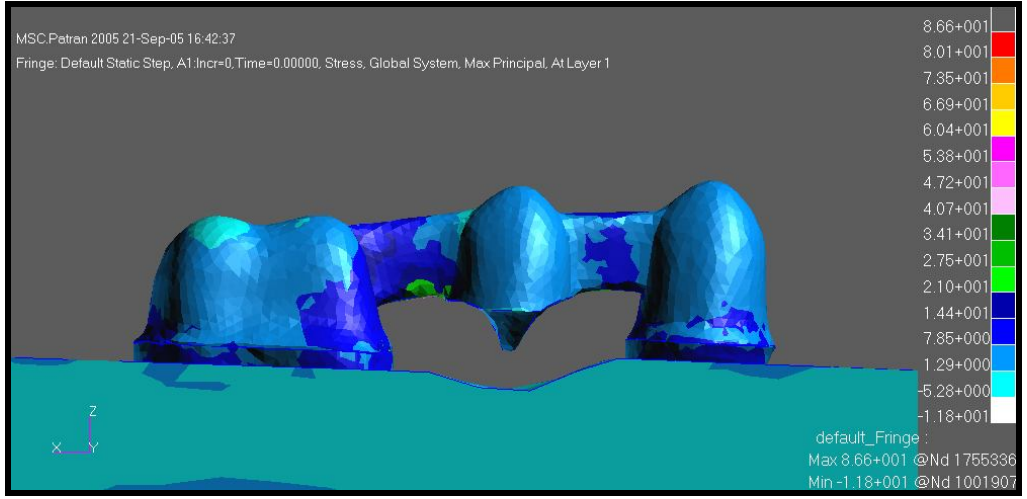
Şekil 36: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



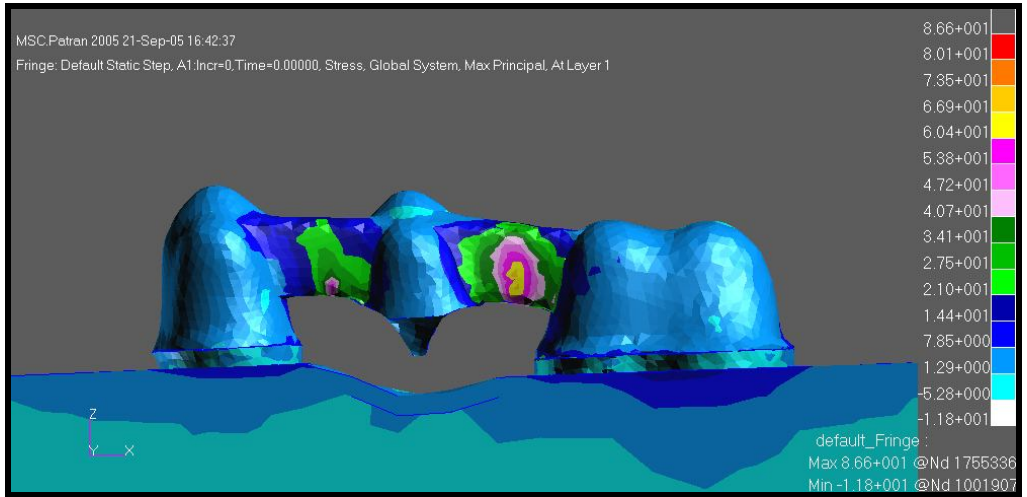
Şekil 37: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



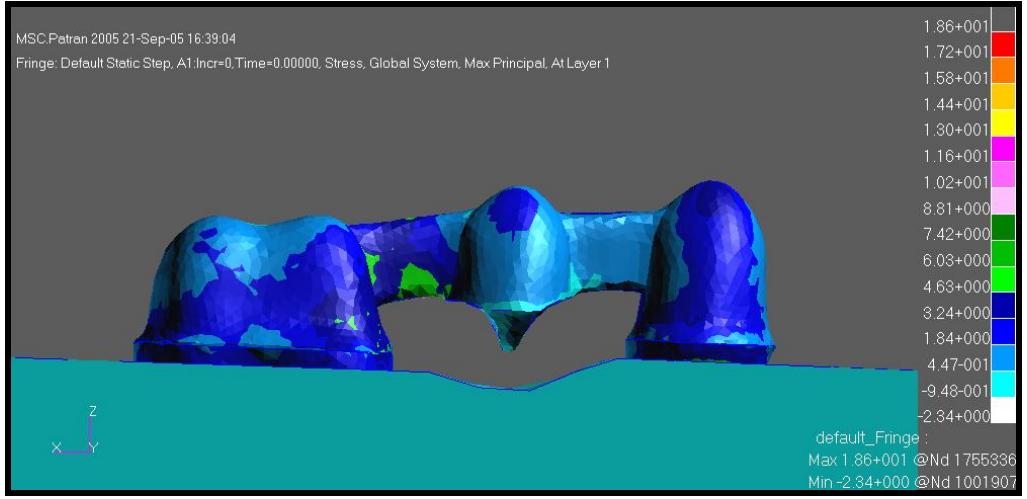
Şekil 38: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



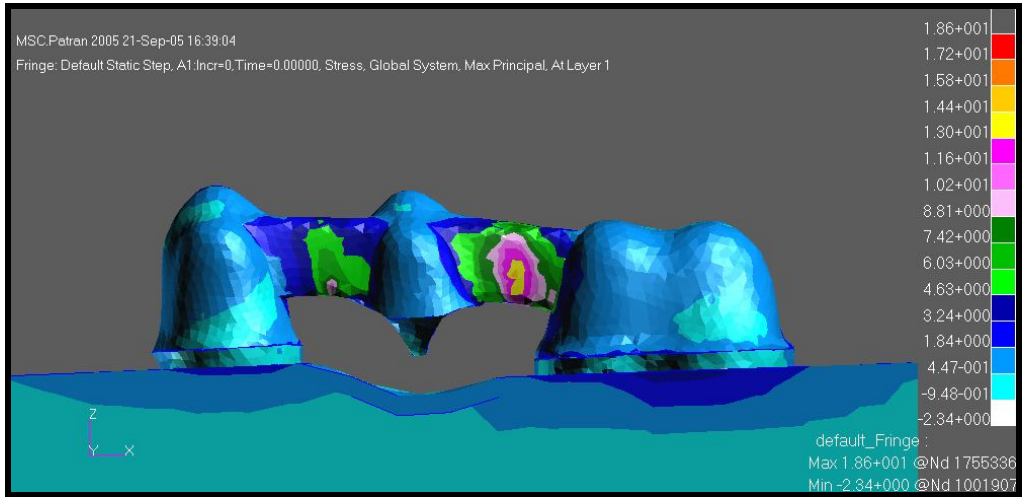
Şekil 39: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



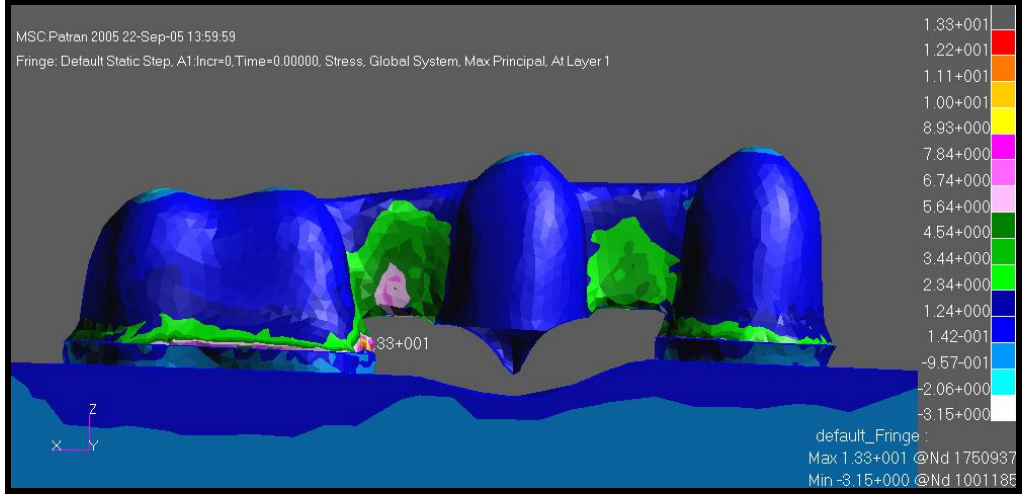
Şekil 40: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



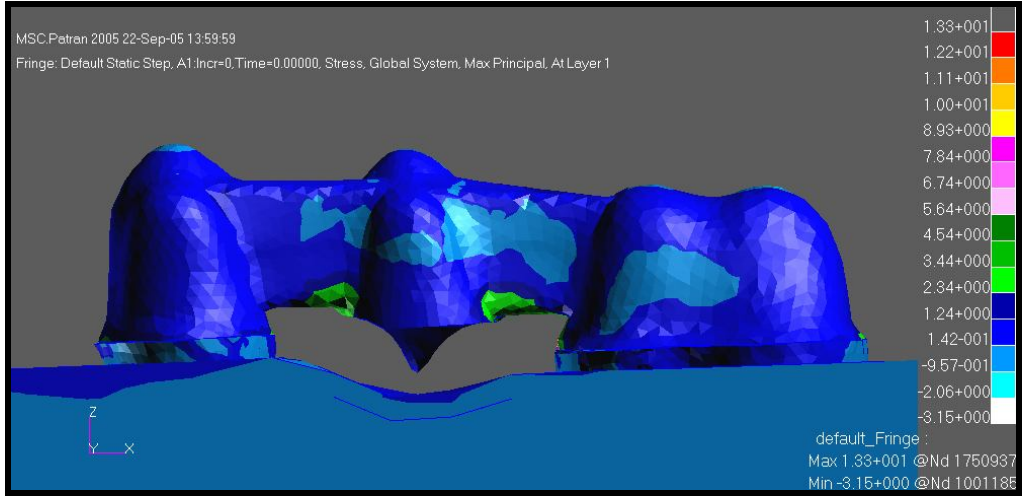
Şekil 41: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



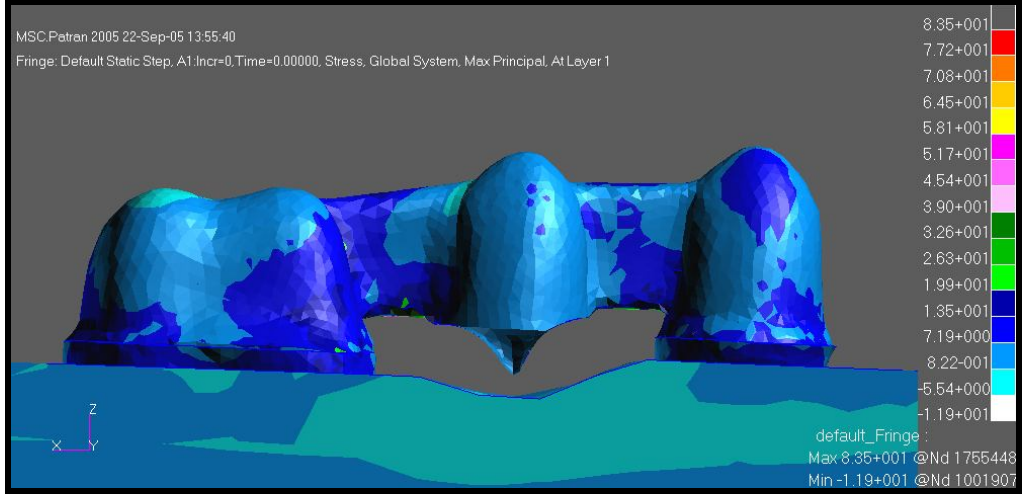
Şekil 42: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



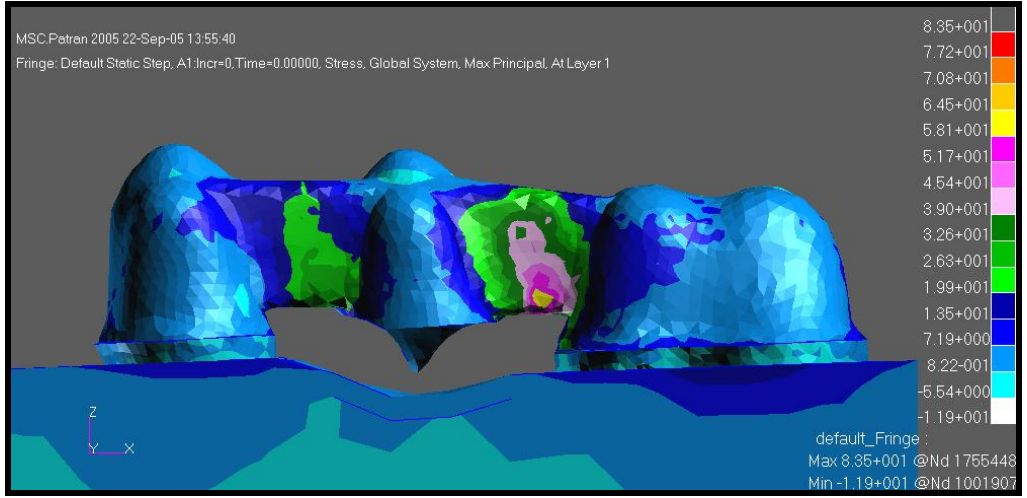
Şekil 43: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



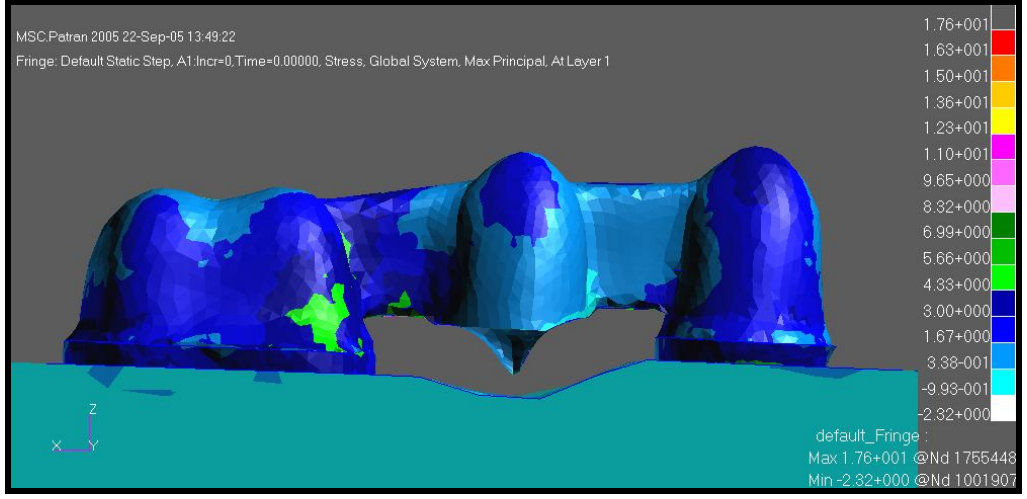
Şekil 44: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



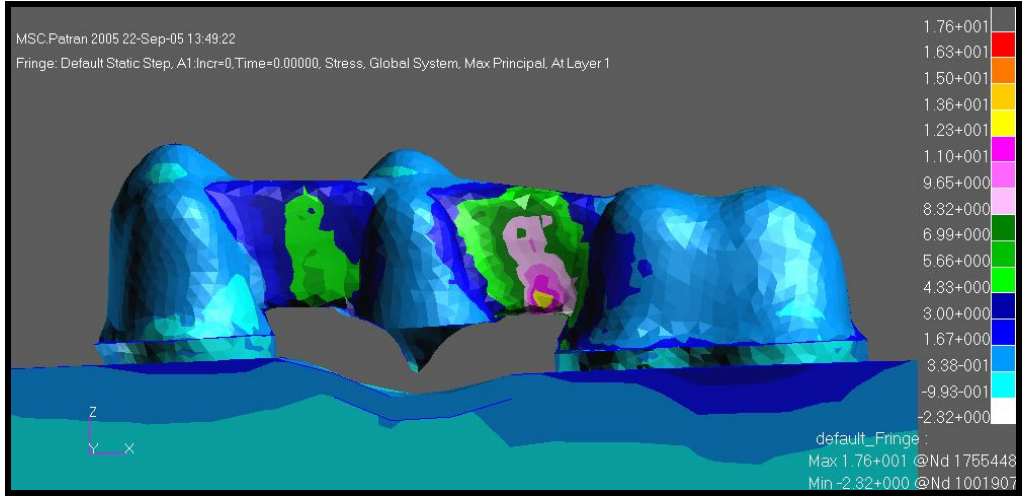
Şekil 45: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



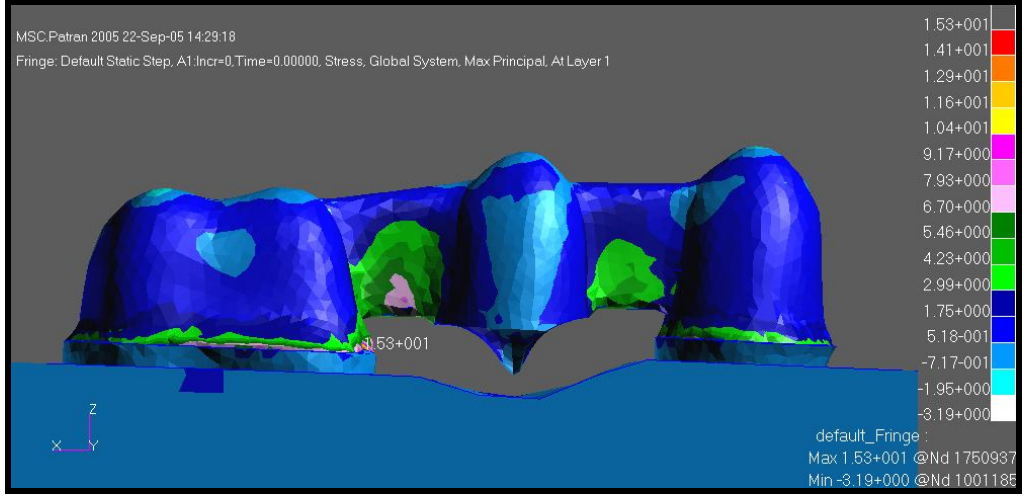
Şekil 46: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



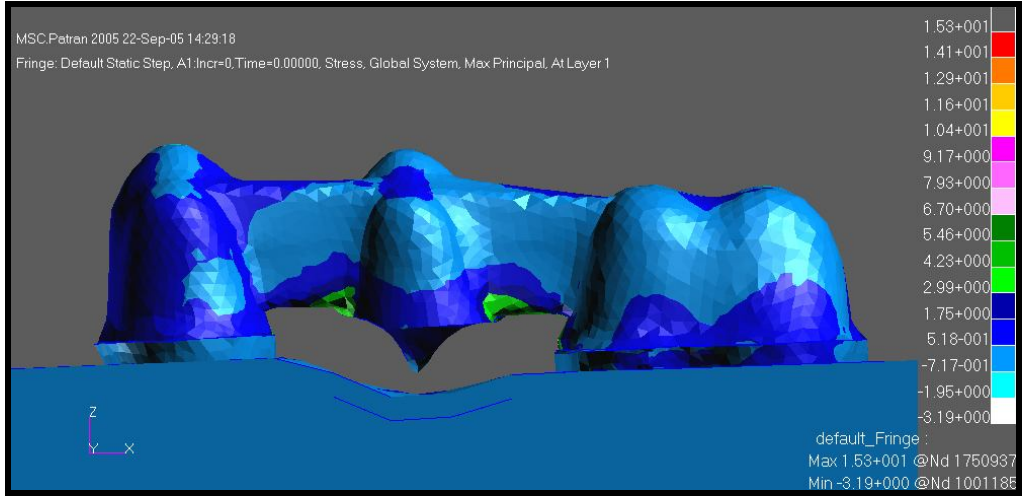
Şekil 47: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



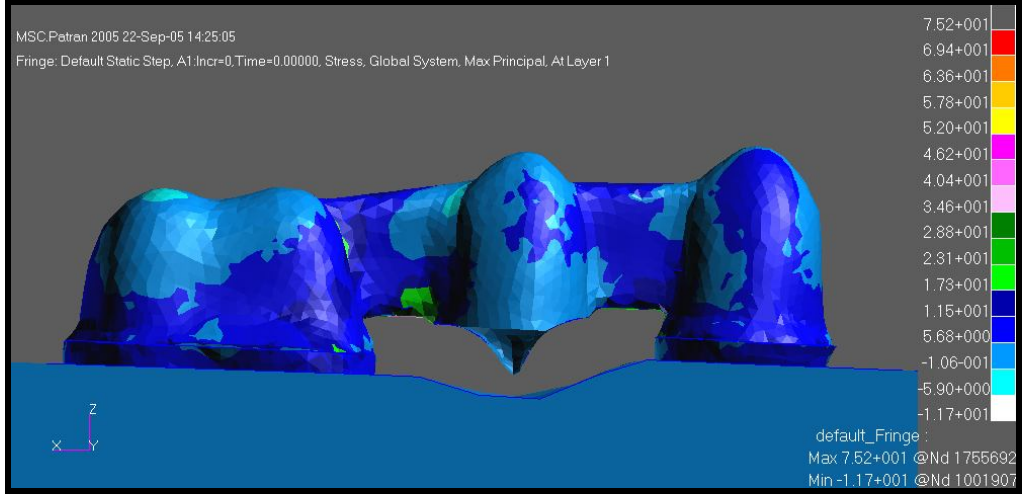
Şekil 48: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



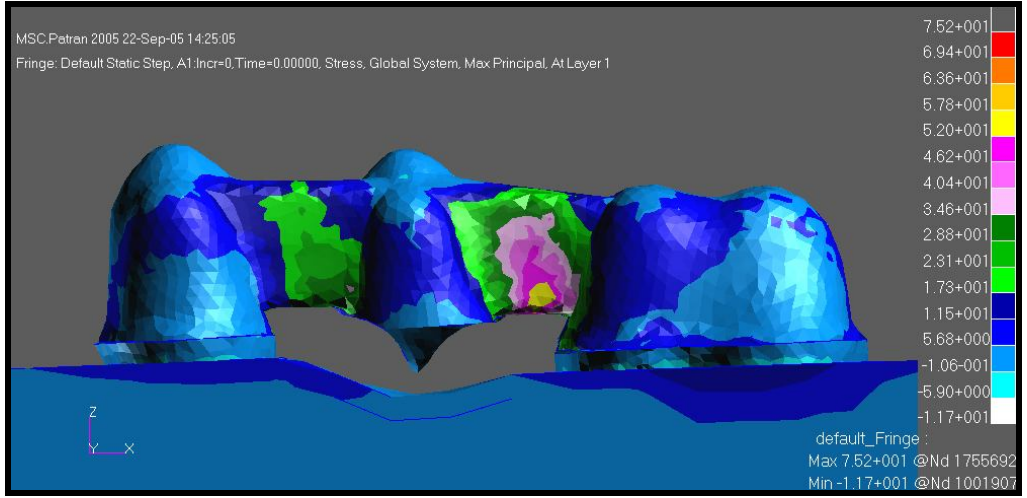
Şekil 49: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



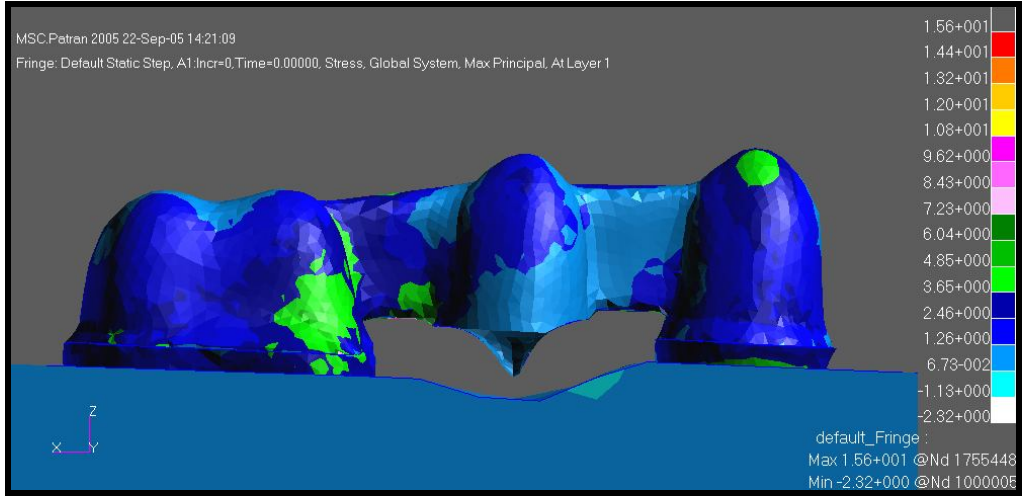
Şekil 50: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



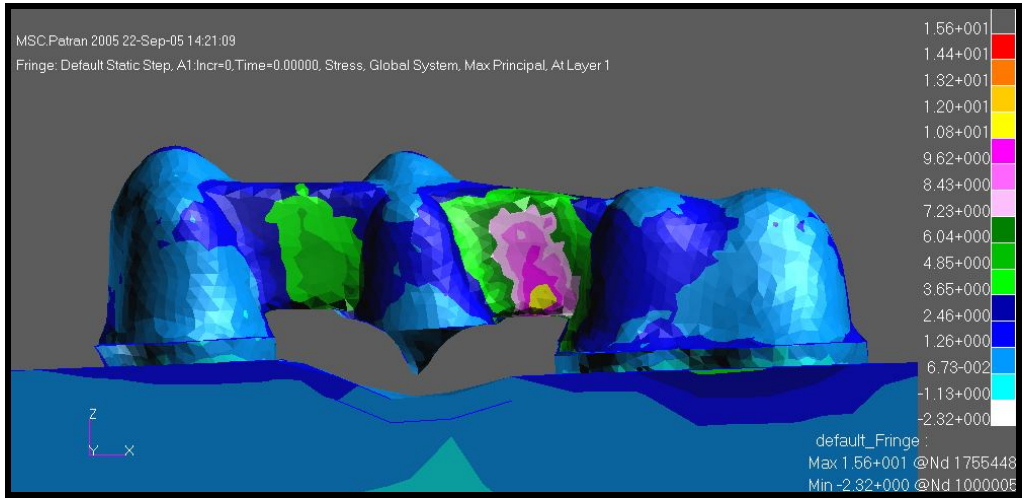
Şekil 51: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 52: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü



Şekil 53: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının bukkalden görünümü

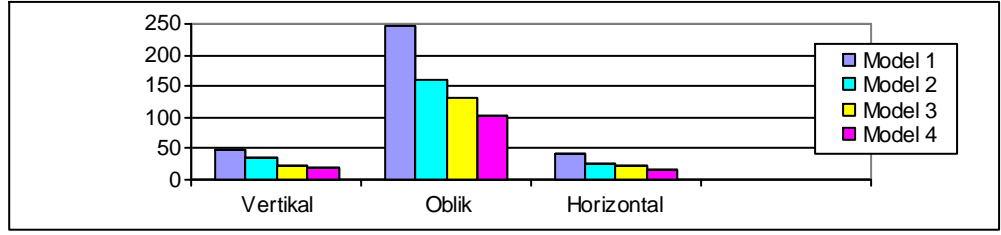


Şekil 54: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan maksimum principle stress bulgularının lingualden görünümü

II. Von Mises Stress Bulgular›:

II.A. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Oluşan Von Mises Stress Bulgular›:

Grafik 5: Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porselenindeki von mises stressleri



II.A.1. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 1'de Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.A.1.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular›:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 47 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında okluzalde ve gingivalde 17,1 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.1.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular›:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 246 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında okluzalde ve gingivalde 98,5 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.1.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 40,1 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 21,4 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.2. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 2'de Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.A.2.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 36,6 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 22,9 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.2.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 161 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 132 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.2.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 26,8 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 24,6 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.3. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 3'te Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen von mises stress bulguları

değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.A.3.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 22,7 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 15,2 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.3.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 132 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 77,1 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.3.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 21,7 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 16,3 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.4. Tüberkül-Marjinal Sırt İlişkisine Göre Model 4'te Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.A.4.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 19,9 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta

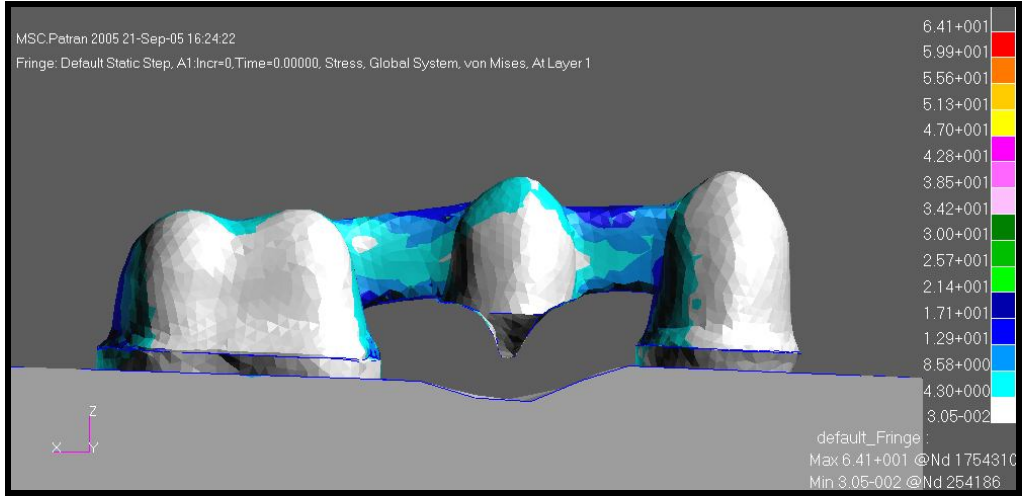
hattında okluzalde ve gingivalde 15,9 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.4.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

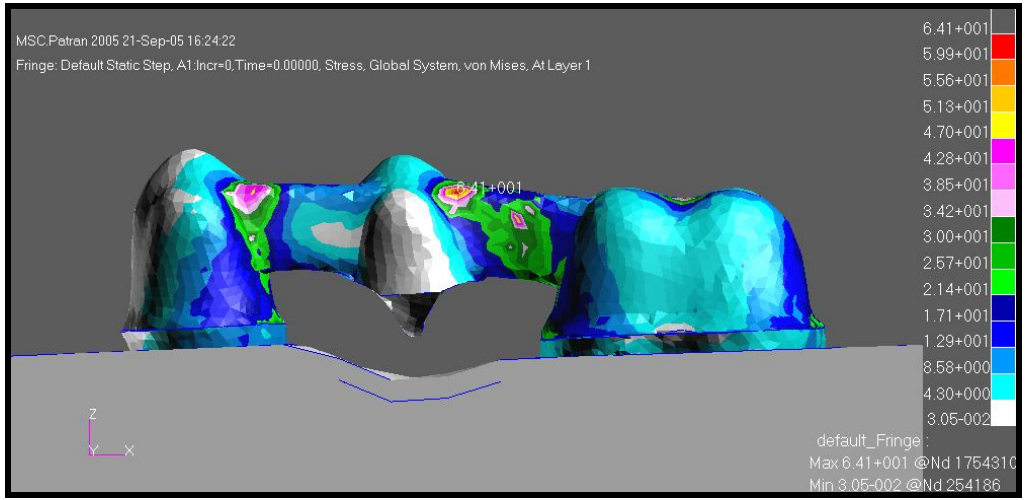
Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 104 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde ve linguo-gingivalde 62,6 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.A.4.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

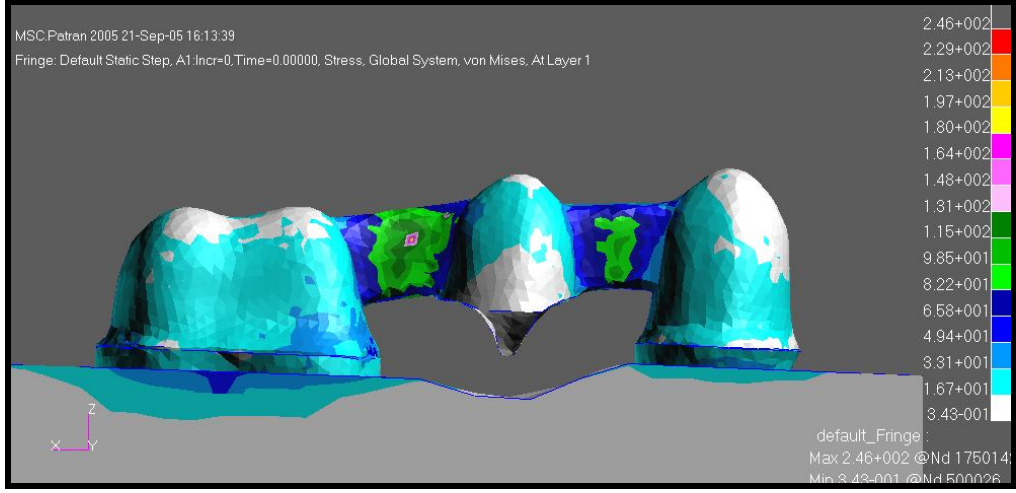
Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde ve lingualde 17,3 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 13,9 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.



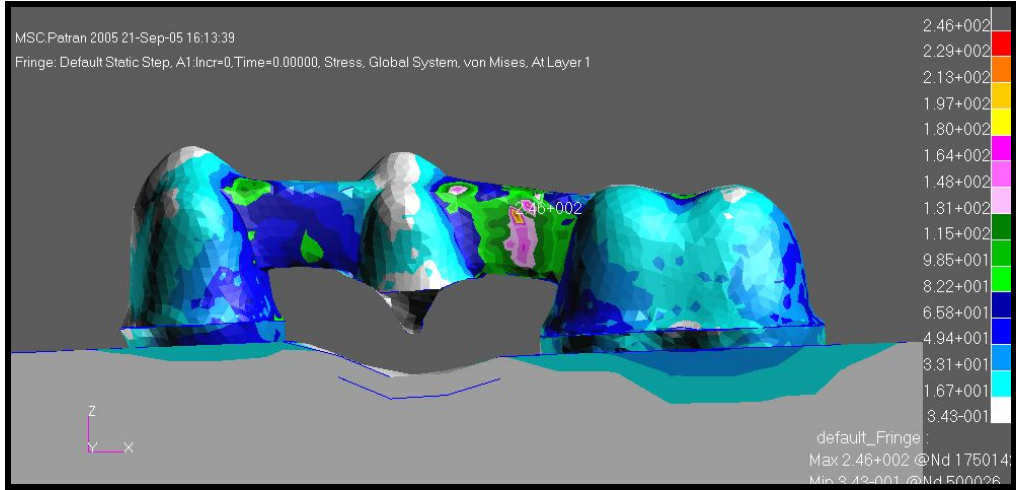
Şekil 55: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



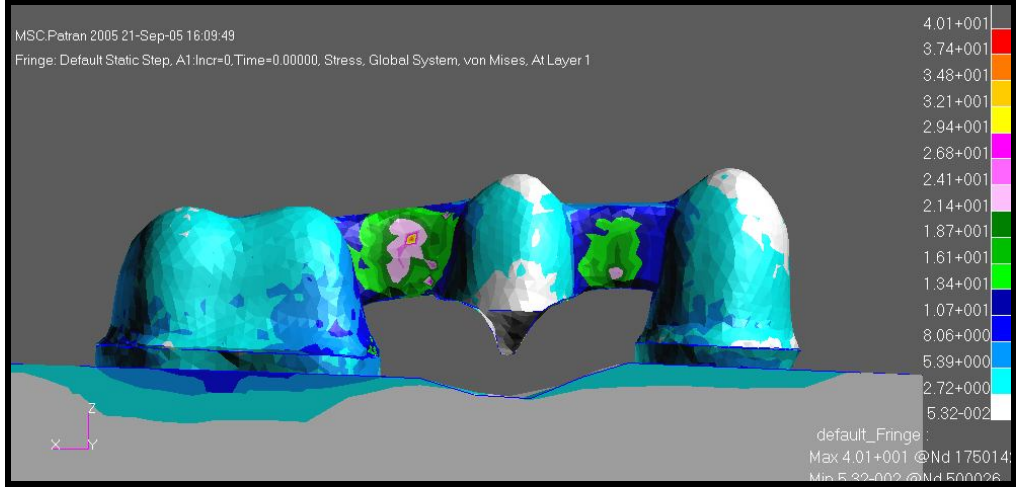
Şekil 56: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



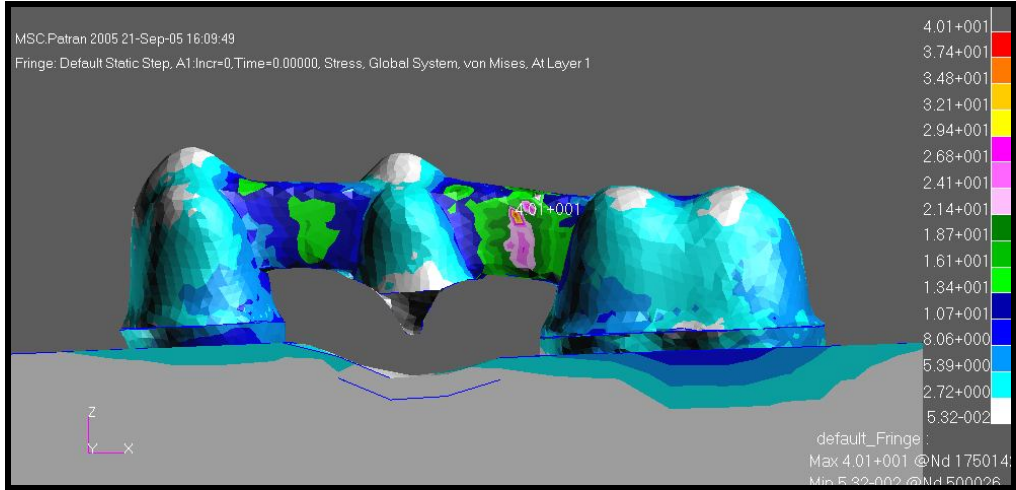
Şekil 57: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



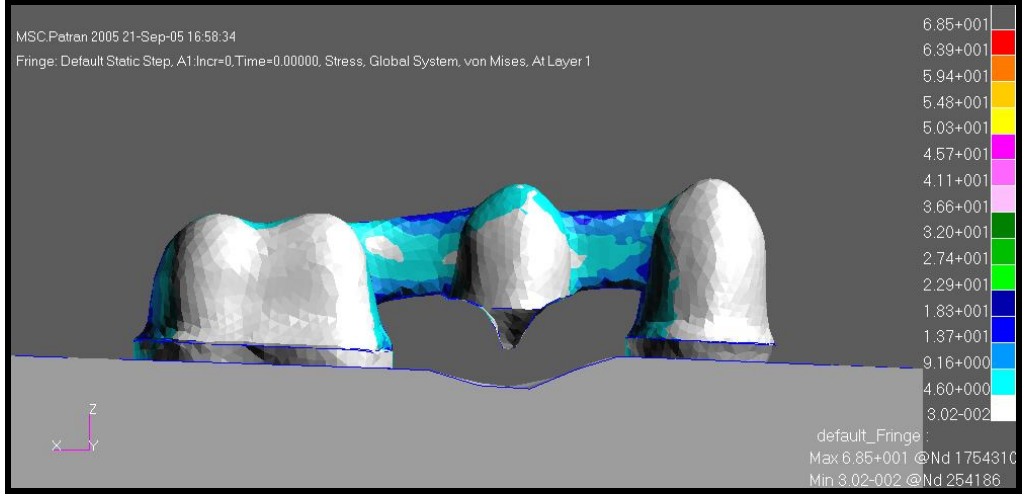
Şekil 58: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



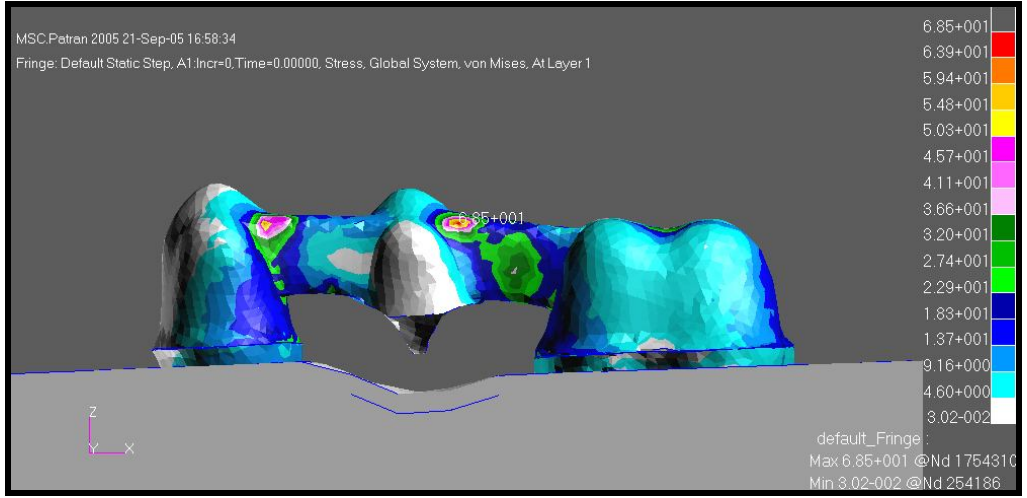
Şekil 59: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



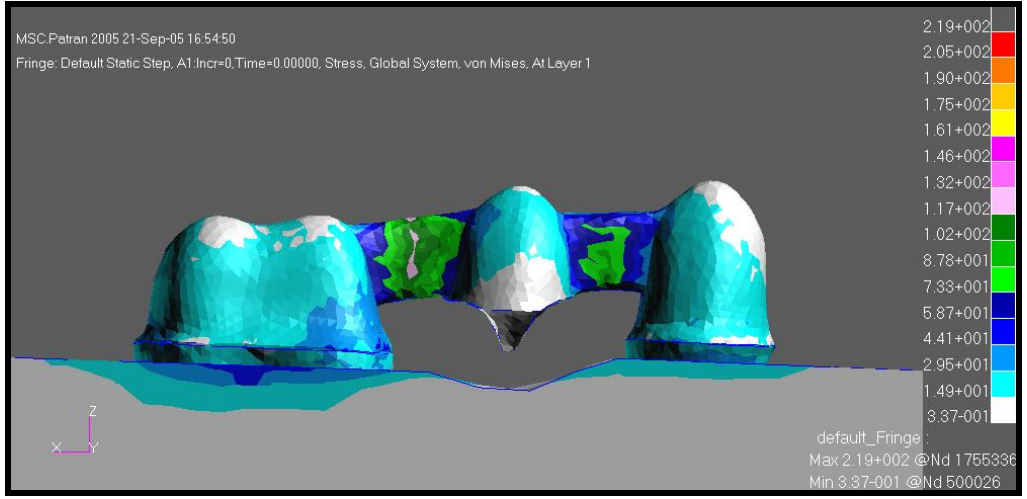
Şekil 60: Model 1'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



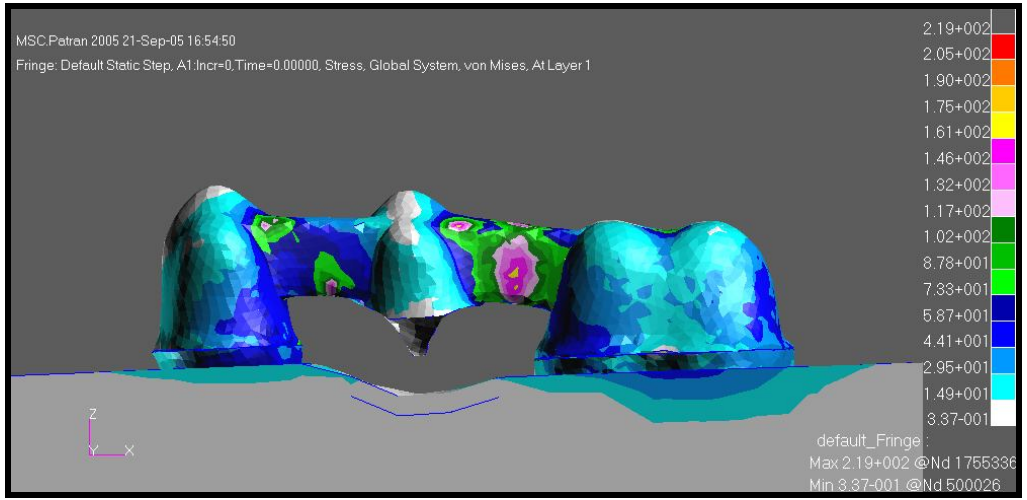
Şekil 61: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



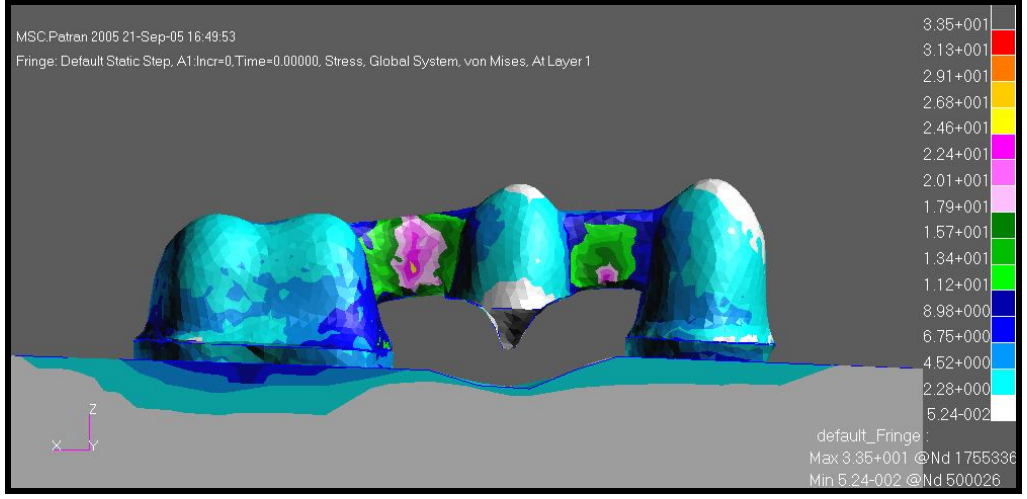
Şekil 62: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



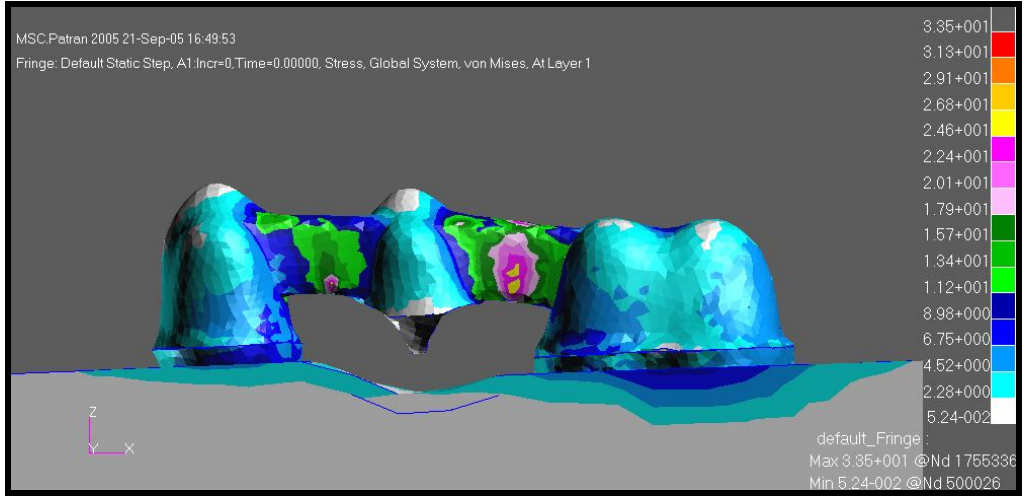
Şekil 63: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



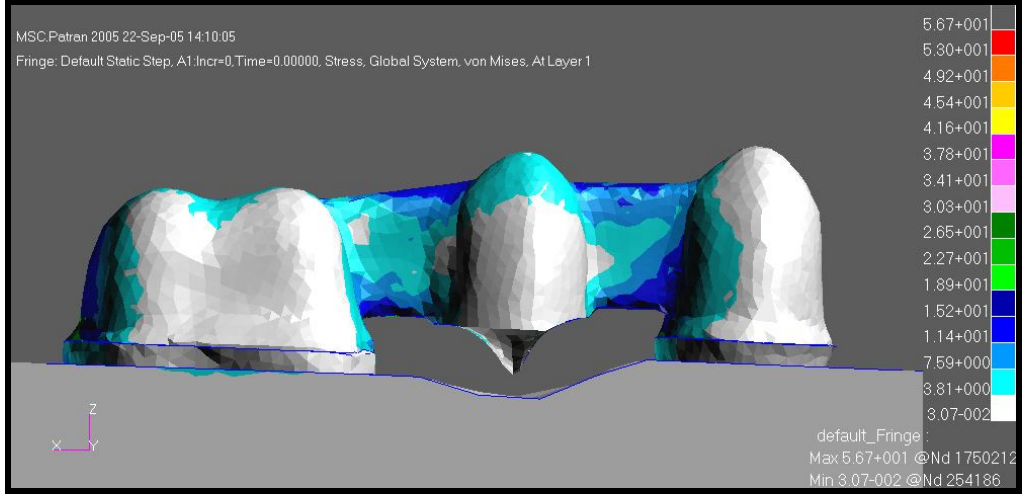
Şekil 64: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



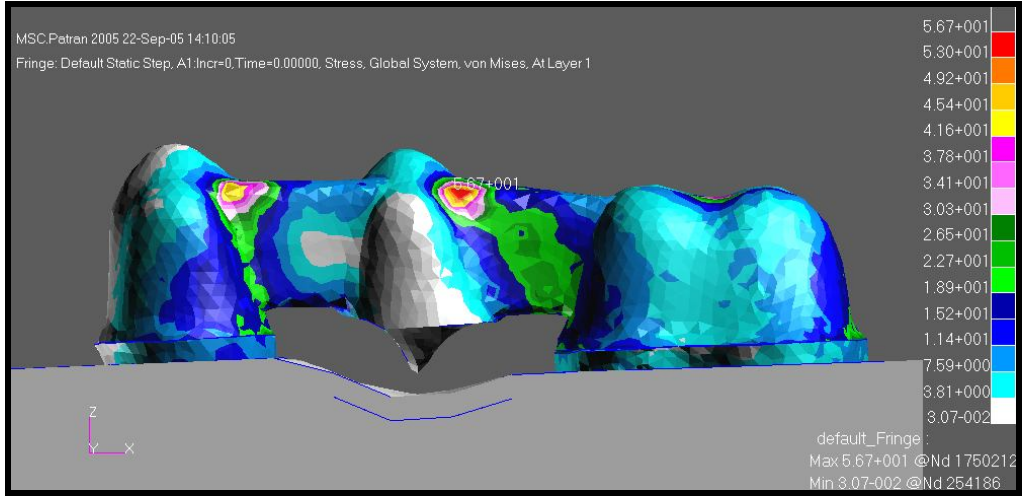
Şekil 65: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



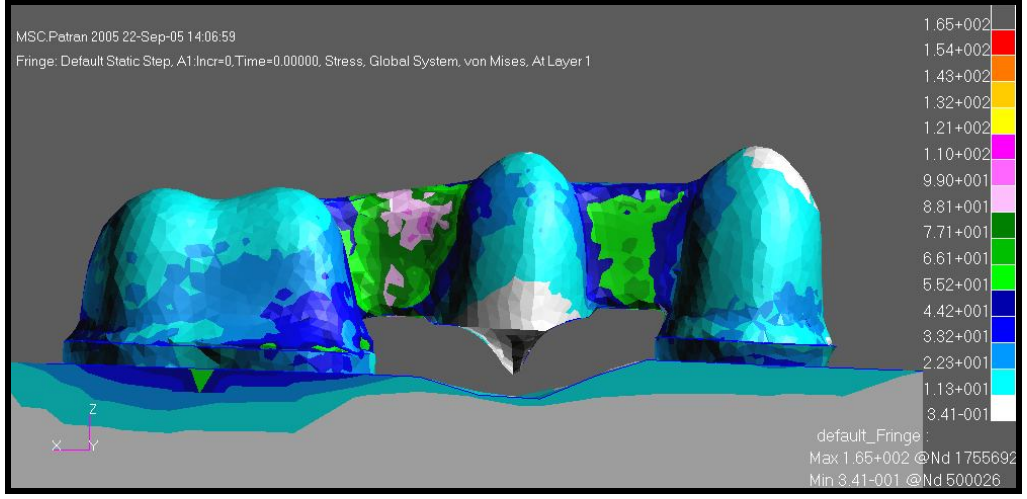
Şekil 66: Model 2'de tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



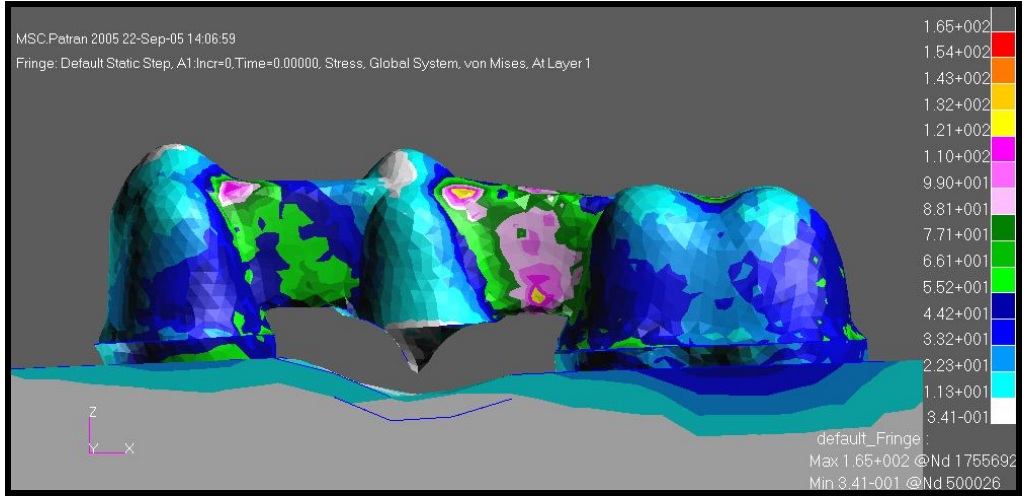
Şekil 67: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



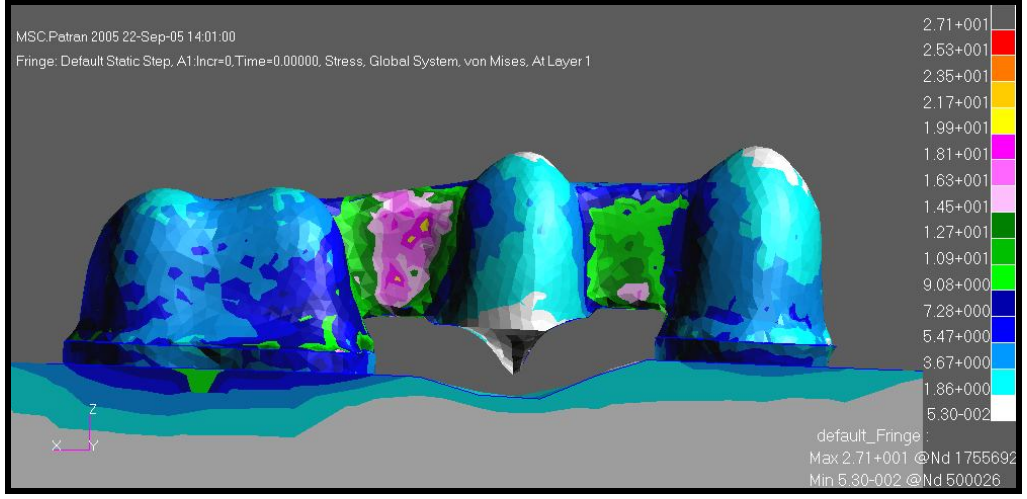
Şekil 68: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



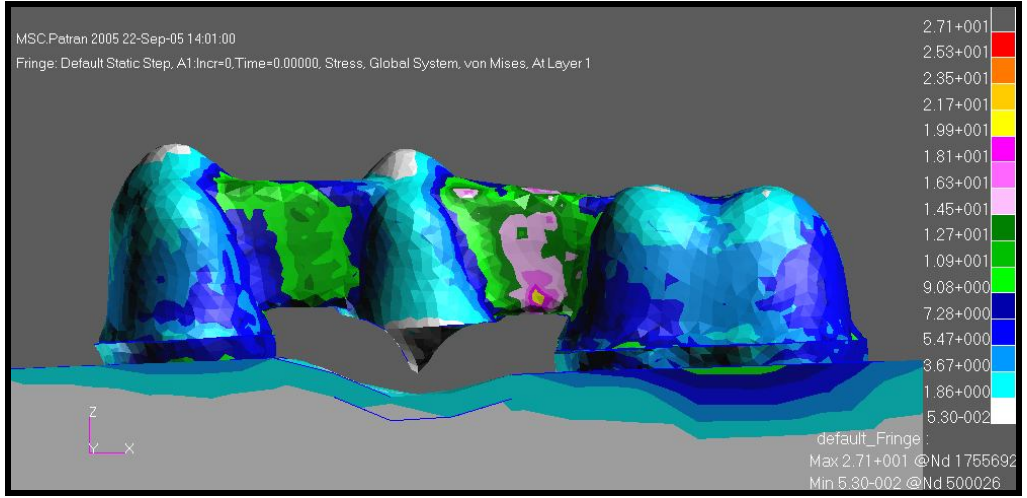
Şekil 69: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



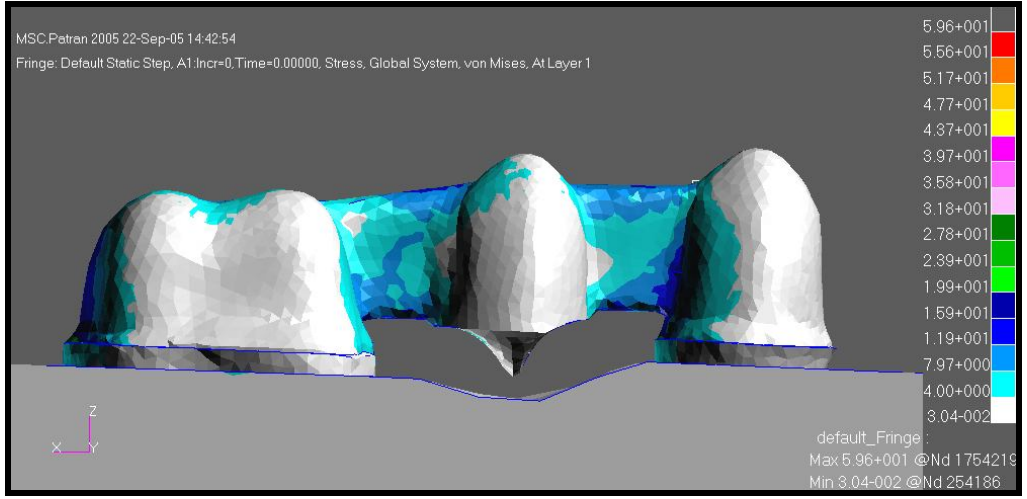
Şekil 70: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



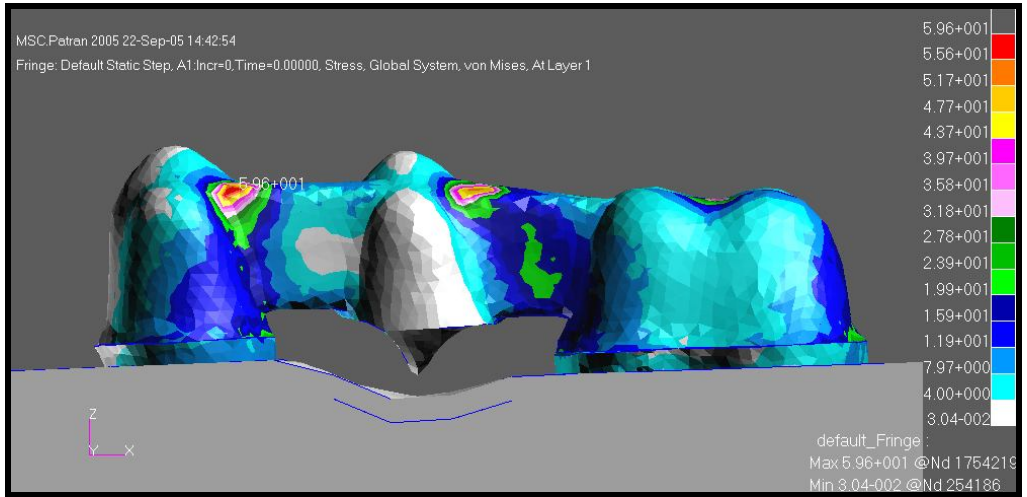
Şekil 71: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



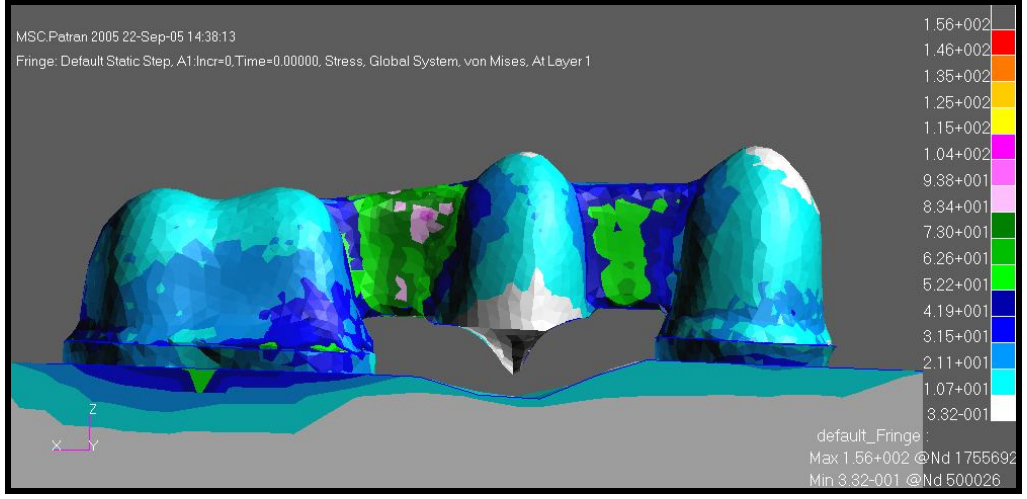
Şekil 72: Model 3'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



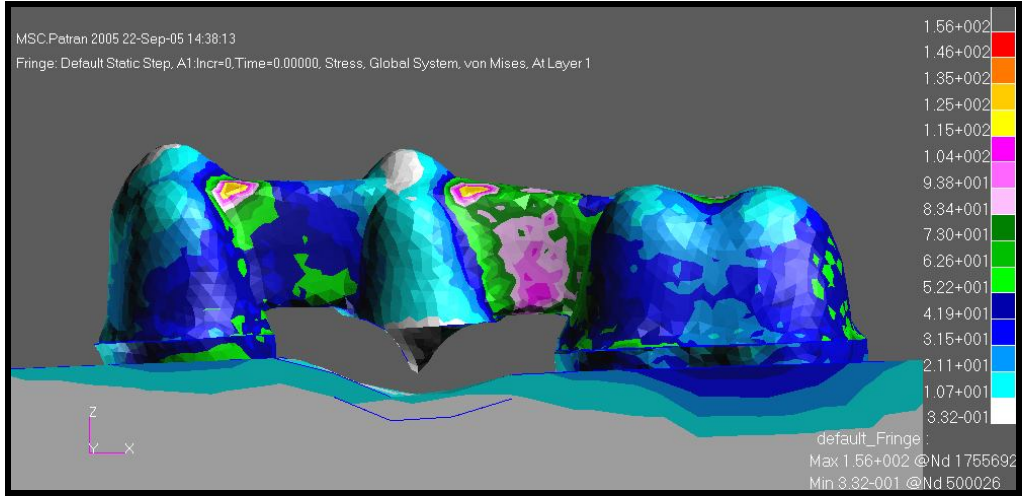
Şekil 73: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



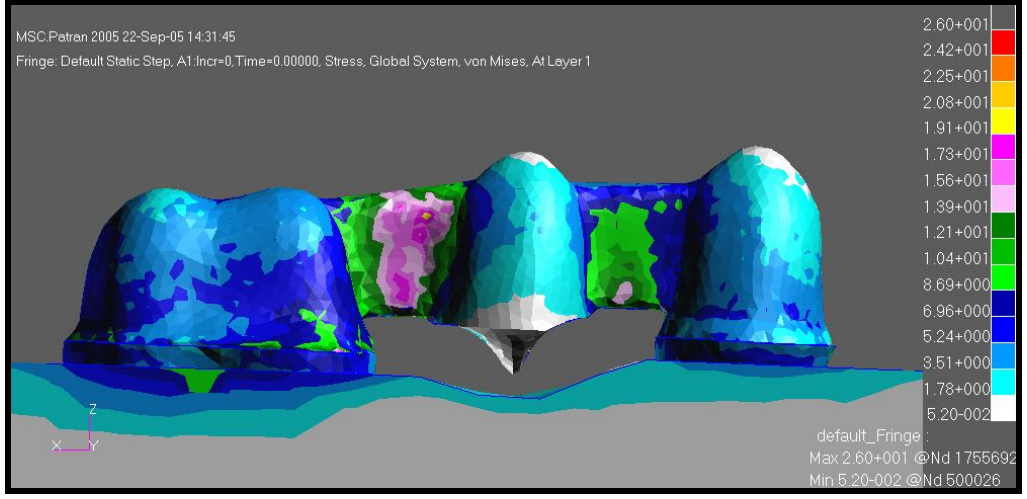
Şekil 74: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



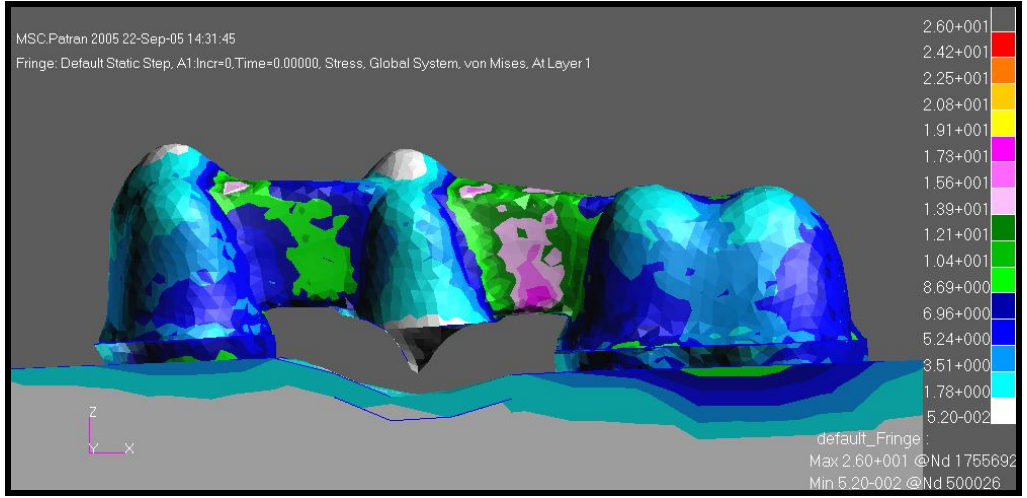
Şekil 75: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 76: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre oblik yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



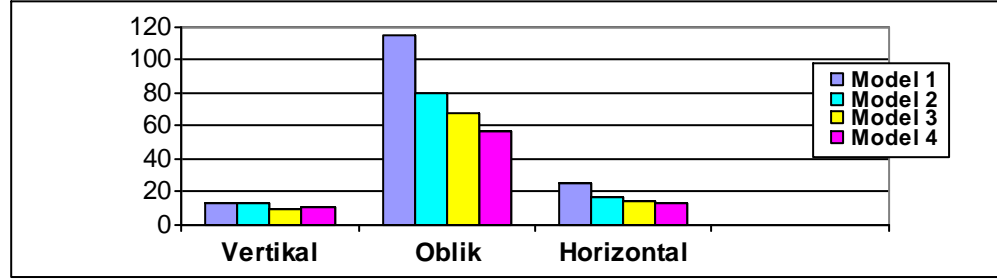
Şekil 77: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 78: Model 4'te tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü

II.B. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Grafik 6: Maksimum çiğneme kuvveti ilişkisine göre altyapı porselenindeki von mises stressleri



II.B.1. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 1'de Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.B.1.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 13 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 8,1 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.1.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 114 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 53,2 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.1.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 24,7 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 9,89 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.2. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 2'de Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.B.2.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 12,7 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 7,97 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.2.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 78,8 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 59,2 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.2.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde ve lingualde 16,8 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 11,2 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.3. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 3'te Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,6mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.B.3.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 9,37 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 8,33 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.3.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında lingualde 67 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukko-gingivalde 48,8 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.3.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında gingivalde 14,4 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukko-gingivalde 9,16 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

II.B.4. Maksimum Çiğneme Kuvveti Uygulandığında Model 4'te Oluşan Von Mises Stress Bulguları:

4mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği ve 0,9mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip Procera AllCeram köprü tasarımında maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında meydana gelen von mises stress bulguları değerlendirildi. Bu amaçla altyapı porseleninin bukkal ve lingualinden görüntüler elde edildi. Tüm modellerdeki değerlendirmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki veriler dikkate alındı. Bu bağlamda molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresler değerlendirildi.

II.B.4.a. Vertikal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Vertikal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 9,85 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkalde 7,39 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

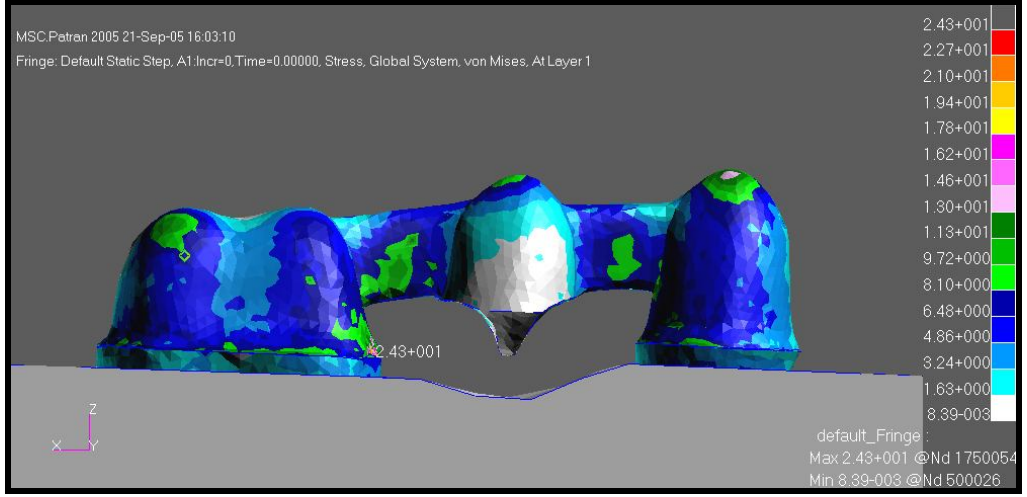
II.B.4.b. Oblik Yüklemede Oluşan Von Mises Stress Bulgular>:

Oblik yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında linguo-gingivalde 56,4 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukko-gingivalde 45,1 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.

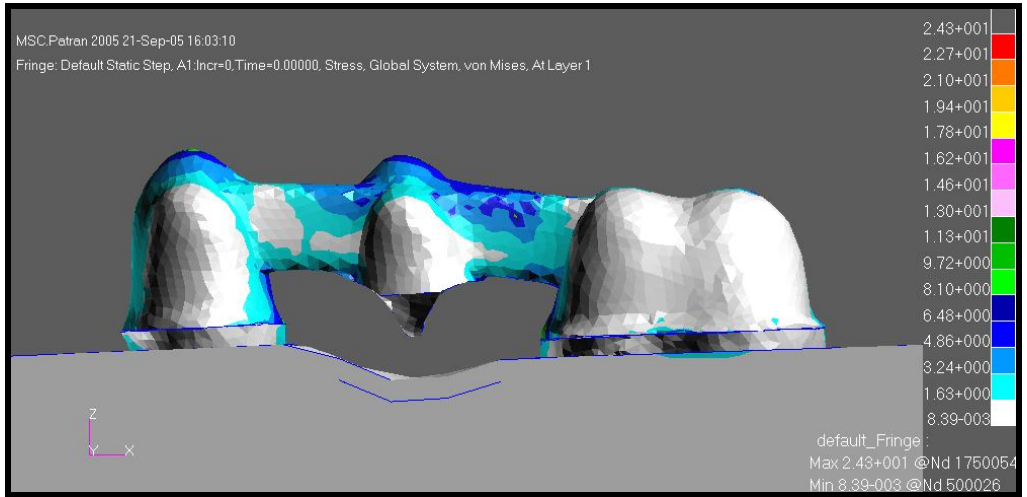
II.B.4.c. Horizontal Yüklemede Oluşan Von Mises Stress

Bulgular:

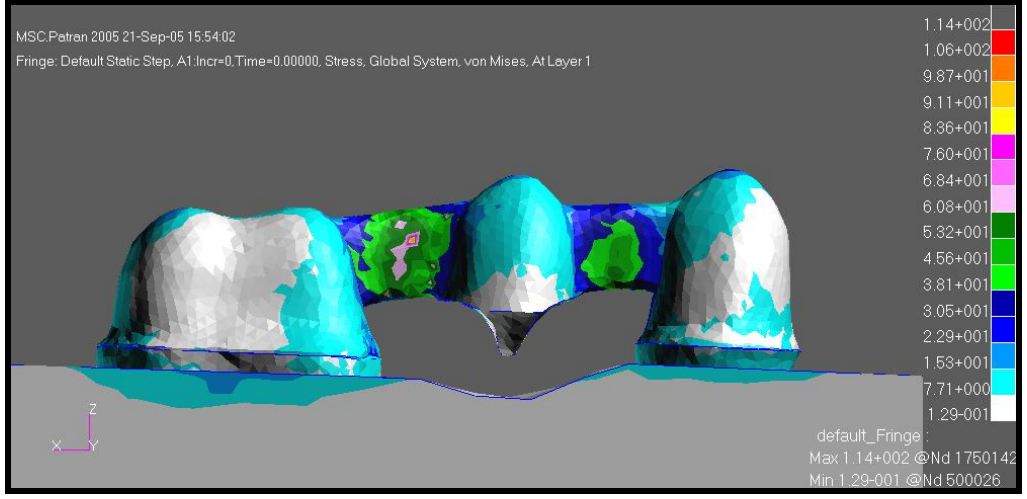
Horizontal yükleme sonucunda molar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal ve linguo-gingivalde 12,5 MPa'lık, premolar arayüz bağlantısının orta hattında bukkal-gingivalde 8,74 MPa'lık von mises stress ortaya çıkmıştır.



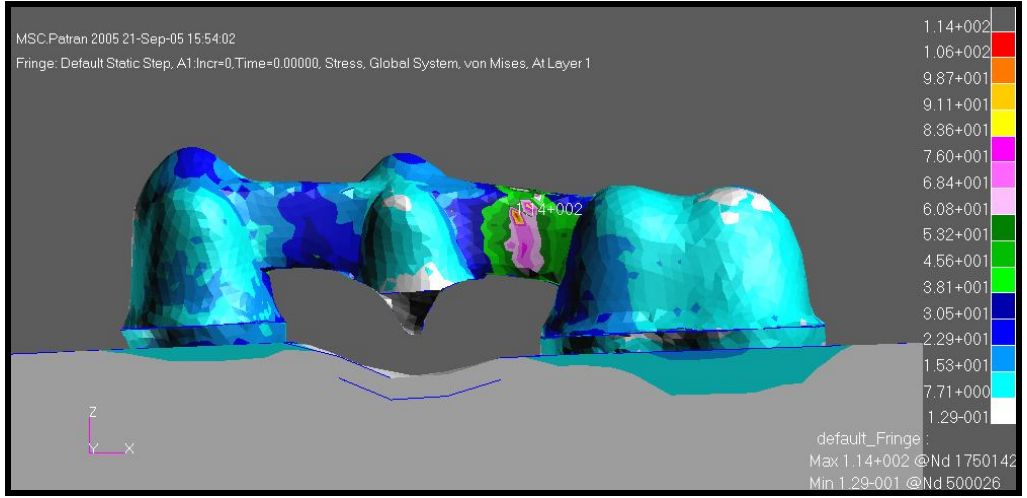
Şekil 79: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



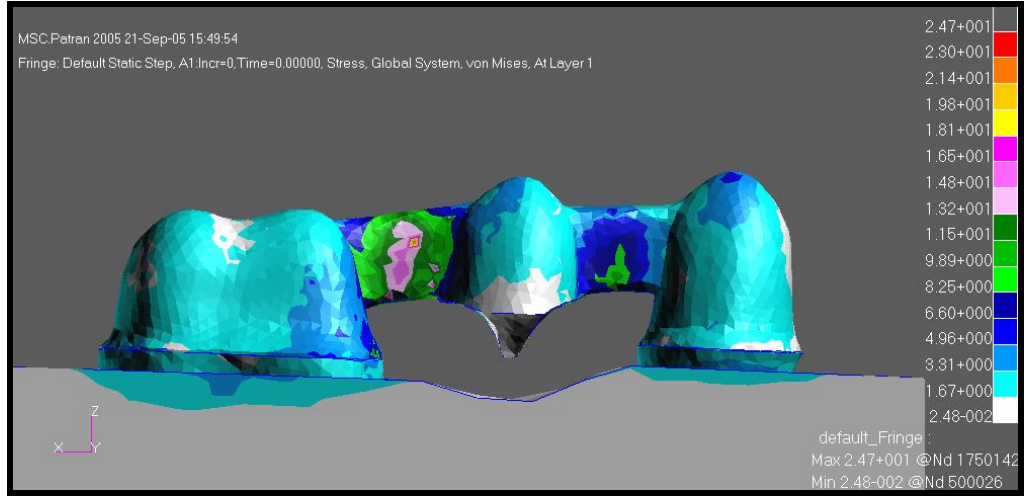
Şekil 80: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



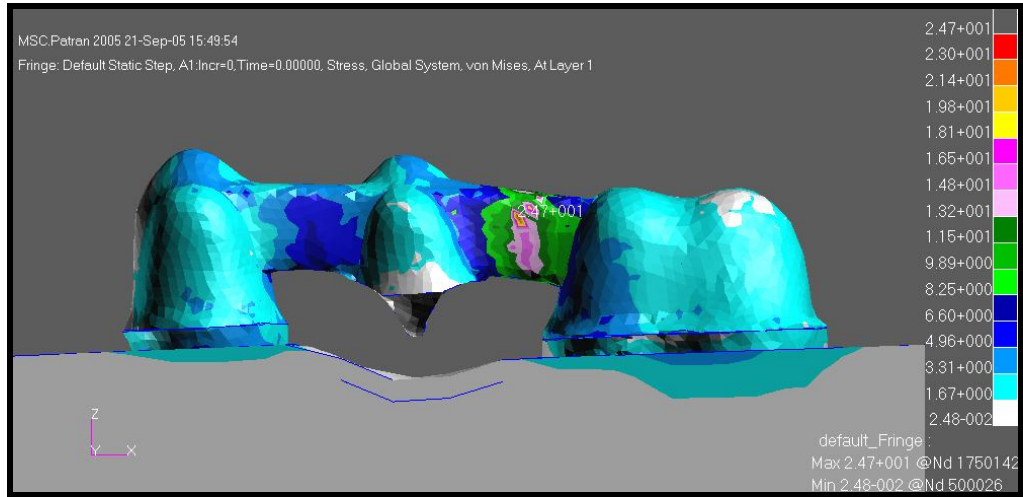
Şekil 81: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



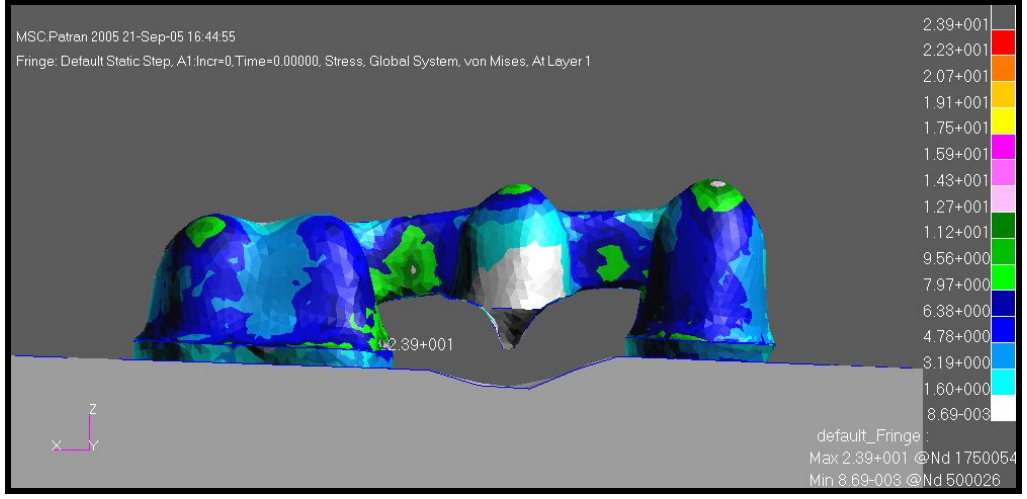
Şekil 82: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



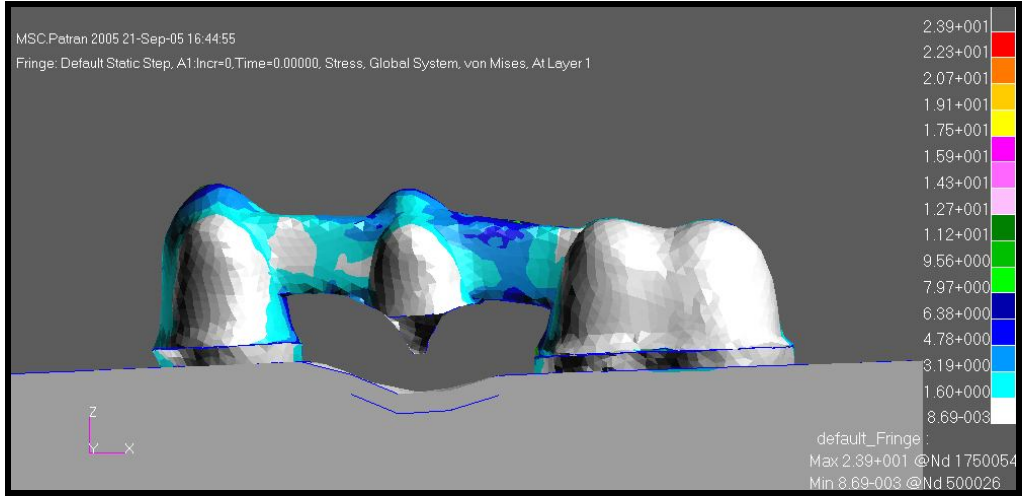
Şekil 83: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



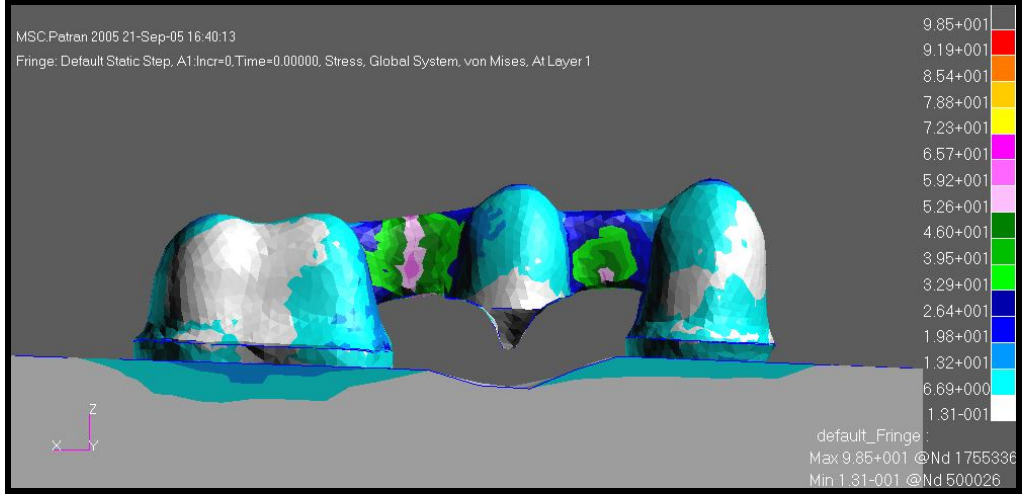
Şekil 84: Model 1'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



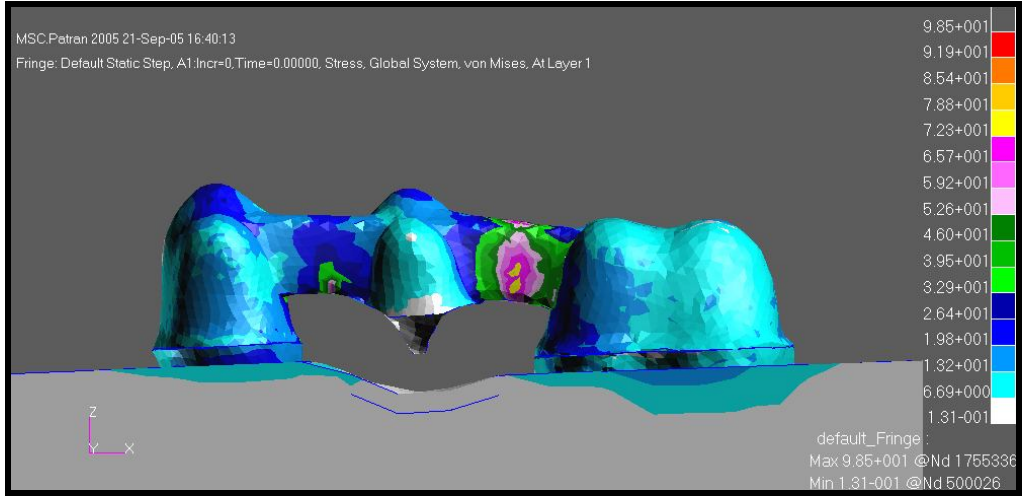
Şekil 85: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



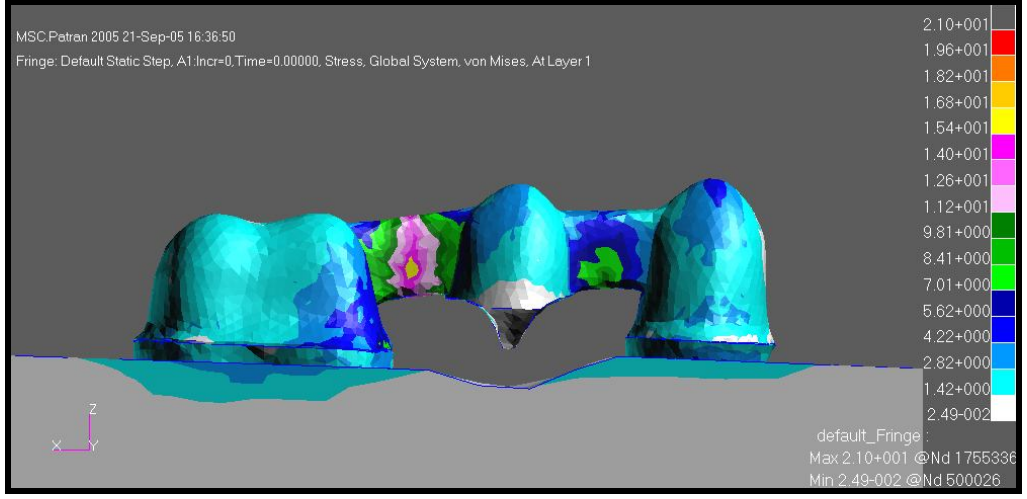
Şekil 86: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



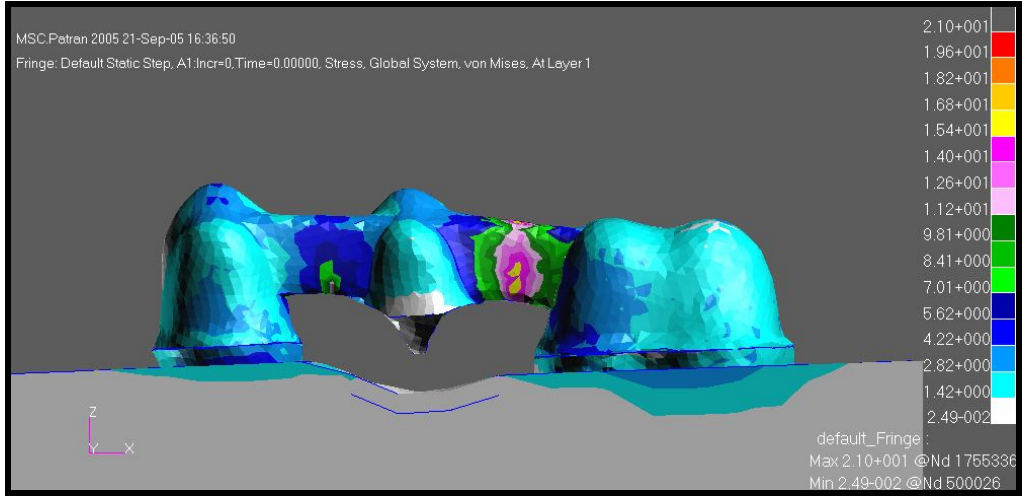
Şekil 87: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



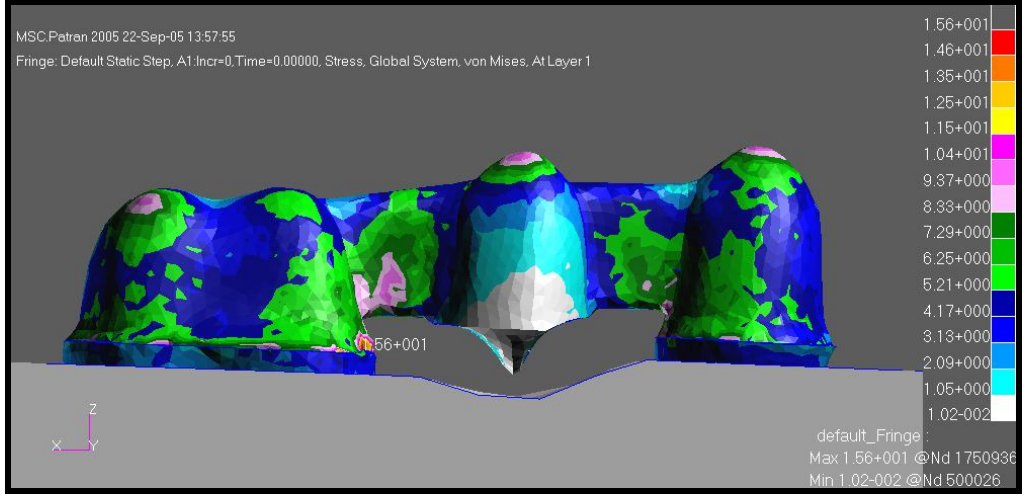
Şekil 88: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



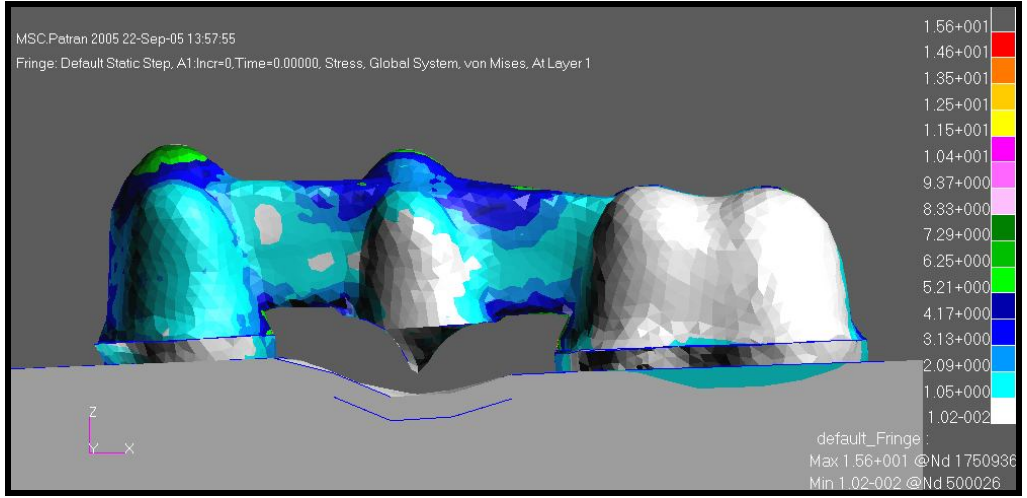
Şekil 89: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



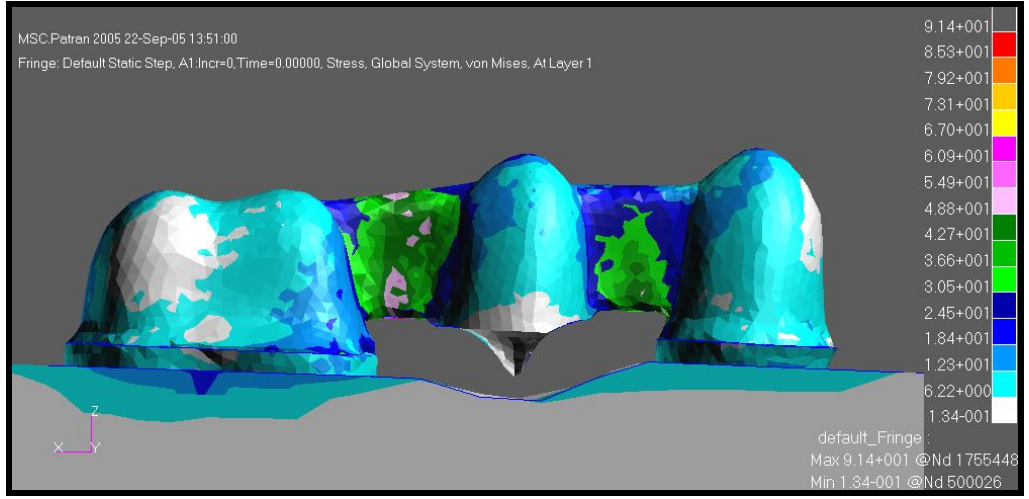
Şekil 90: Model 2'de maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



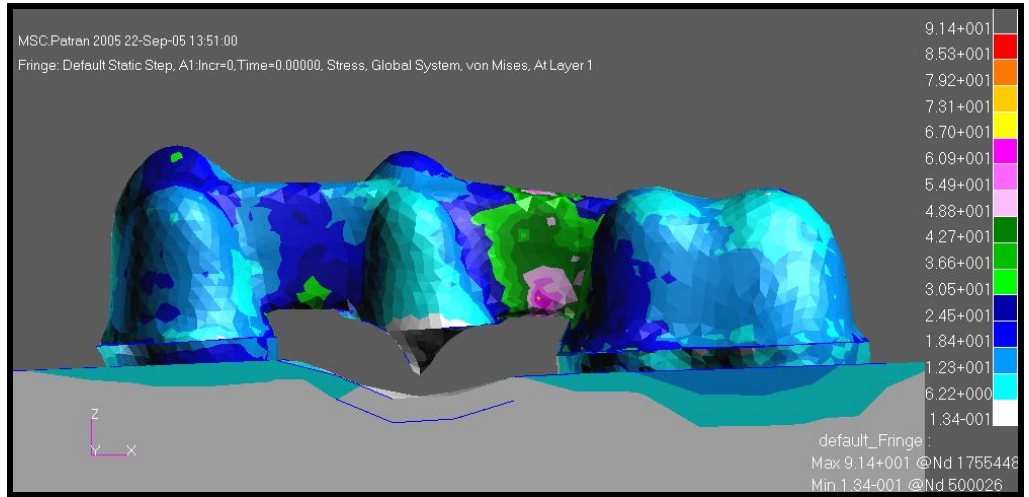
Şekil 91: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



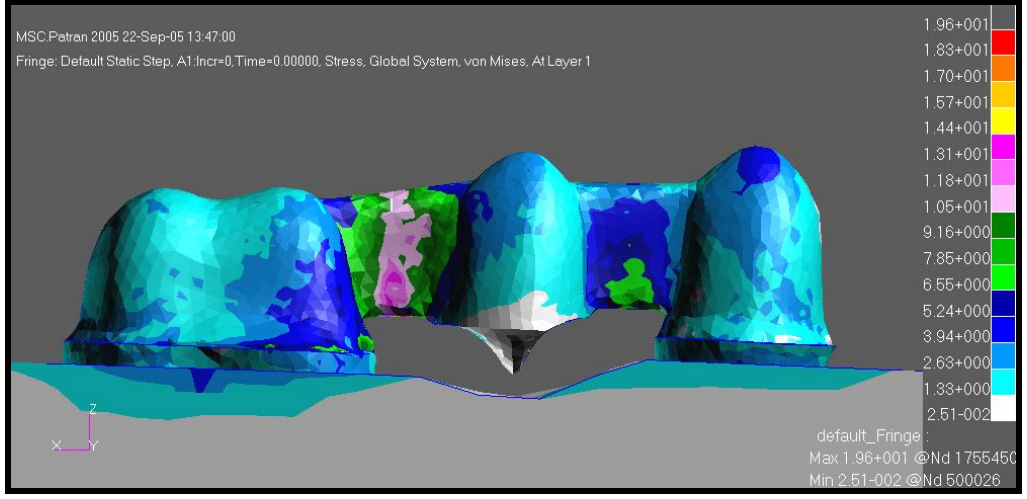
Şekil 92: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



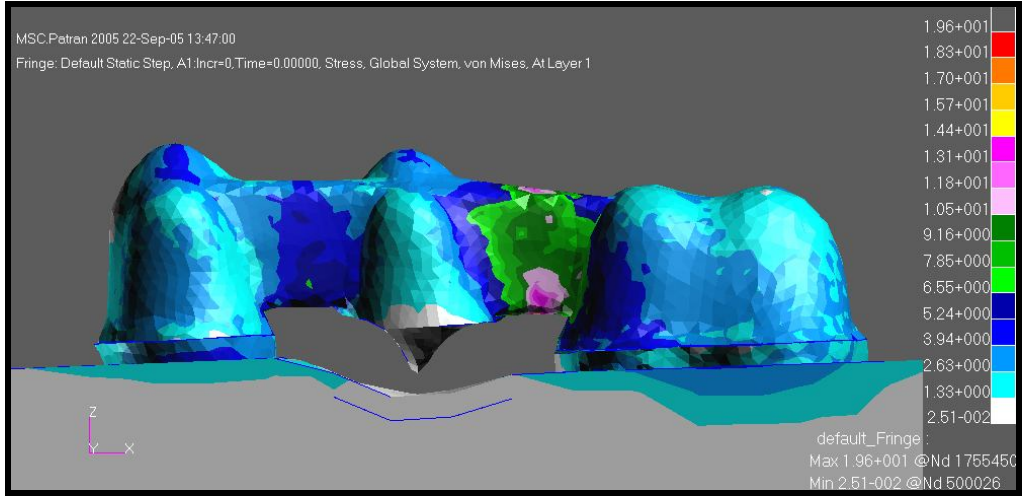
Şekil 93: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



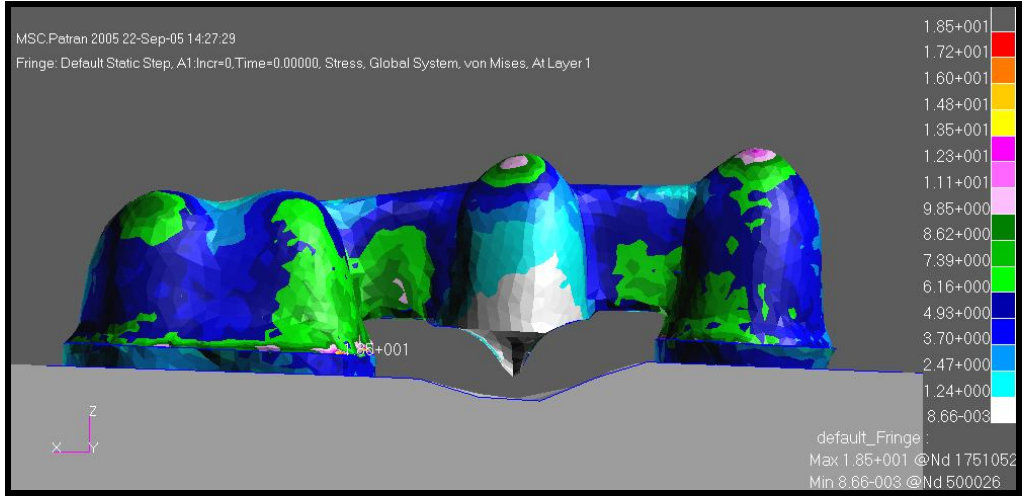
Şekil 94: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



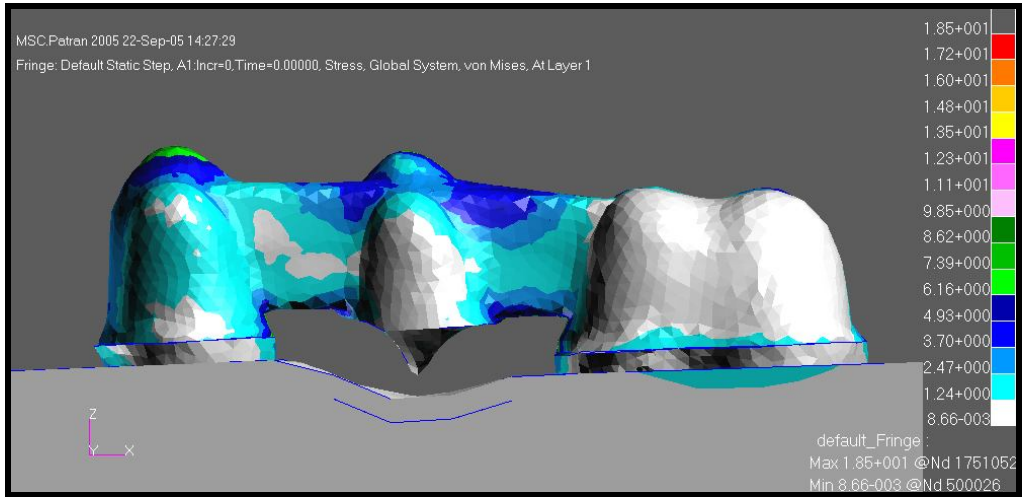
Şekil 95: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



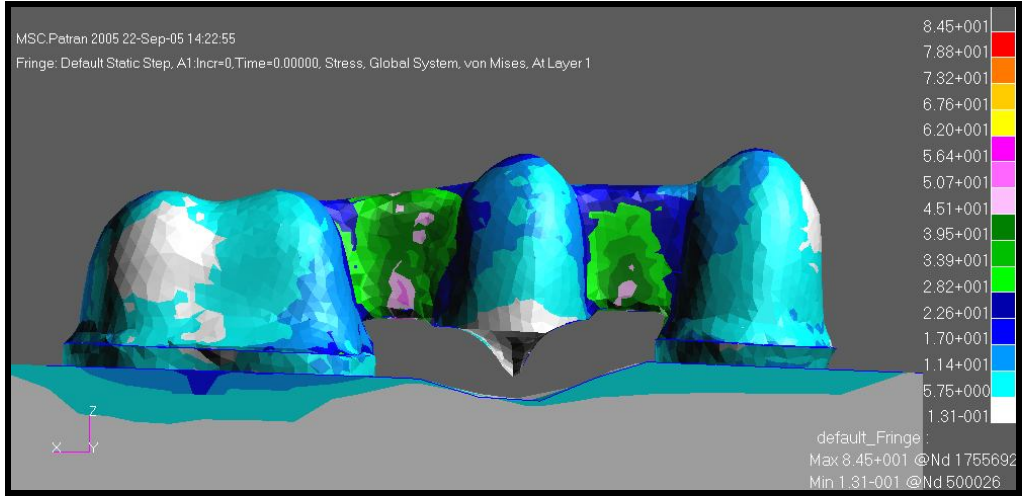
Şekil 96: Model 3'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



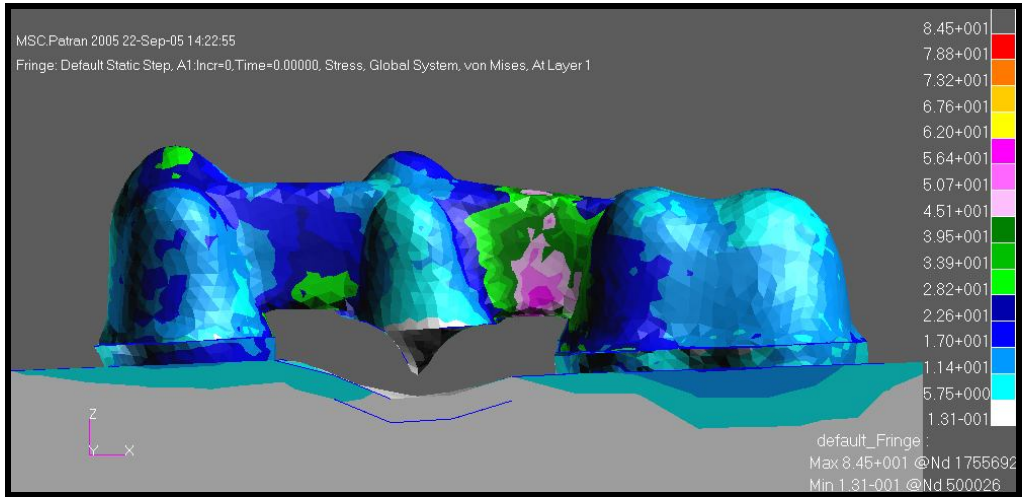
Şekil 97: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



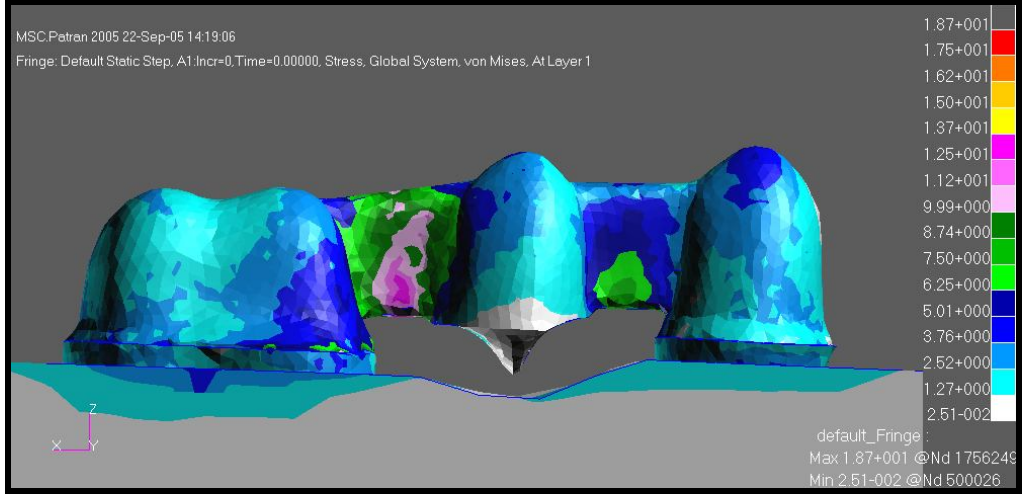
Şekil 98: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



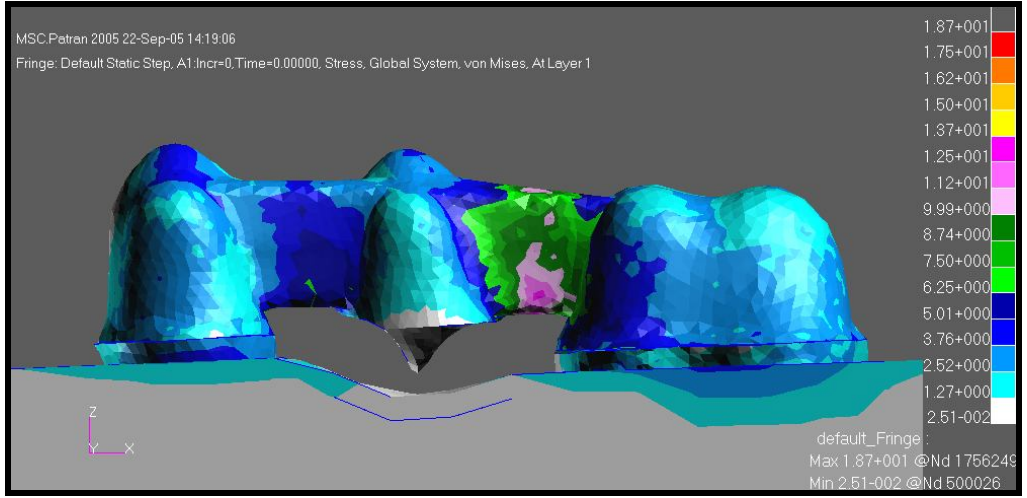
Şekil 99: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 100: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oblik yüklemeye altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü



Şekil 101: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığına horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının bukkalden görünümü



Şekil 102: Model 4'te maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında horizontal yüklemde altyapı porseleninde ortaya çıkan von mises stress bulgularının lingualden görünümü

TARTIŞMA

Çalışmamızda CAD-CAM yöntemiyle posterior bölgede hazırlanan tam porselen köprülerde arayüz bağlantı tasarımlarının kırılma direncine etkisi incelendi. İnceleme yöntemi olarak sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi ilk olarak uçak endüstrisi için geliştirilmiş ve mühendislik alanında geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur¹¹⁴. Diş hekimliğinde Jager ve arkadaşlarının¹¹⁴ belirttiğine göre ilk kez Farah ve arkadaşları tarafından dişlerdeki stres dağılımının incelenmesi amacıyla kullanılmıştır. Daha sonra sonlu elemanlar stres analizi; dişlerde^{117,118}, kemik ve periodontal ligamentte^{112,119}, implantlarda^{110,111,120-122}, restoratif materyallerde^{95,97,113,114,123-133} oluşan streslerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi tam porselen restorasyonların farklı nedenlere bağlı olarak ortaya çıkması muhtemel mekanik başarısızlığının değerlendirilmesinde tercih edilen bir yöntemdir¹¹⁴.

Karmaşık geometrilere kaynaklanan problemler için, analitik çözümün sağlanabilmesi zordur. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizi gibi sayısal yöntemlerin kullanımı gereklidir. Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlanması için problem sahasını, şekil fonksiyonlarının kullanımıyla değiştirilebilen saha farklılıklarını içeren çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak işlem yapan bir tekniktir. Orjinal problemlerin gerçeğe tamamen yakın çözümlerine, değişimsel yöntemlere dayanılarak karar verilir. Başka bir deyişle sonlu elemanlar stres analizi; problem sahası için tek bir çözüm fonksiyonu aramak yerine, her sonlu eleman için çözüm fonksiyonu formüle edip ve tüm gövdeye çözüm sağlayıp bunları kombine eden bir yöntemdir. Sonlu elemanlar stres analizi için tüm sahalara elemanlara ayırmak için bir ağ gereklidir. Ağ, elemanlar, düğümler ve belirlenen sınır durumlarını belirleme işlemleri problem elemanlarının yeniden yapılması şeklinde açıklanır¹³⁴.

Sonlu elemanlar stres analizinin kullanım amaçlarından biri, bir yapının kendisinin veya o yapının bir parçasının uygulanan kuvvet altındaki davranışını incelemektir. Fiziksel bir problemin matematiksel bir modele dönüştürülmesi belirli varsayımlar gerektirir ki bu modelin oluşturulması ve analizin yapılabilmesi için şarttır. Bu varsayımlar sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının doğruluğunu belirgin ölçüde etkilemektedir. Birçok çalışmada sonlu elemanlar stres analizi diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve sonuçların birbiriyle uyumlu olduğu görülmüştür^{98,102,104-106}.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının ilk örnekleri 2 boyutludur. İleriki yıllarda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki gelişimle beraber 3 boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. 3 boyutlu modellemenin 2 boyutlu modellemeye göre birtakım avantajları mevcuttur. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliği nedeniyle 3 boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesini sağlar; kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı 3 boyutlu analizlerde daha doğru olur¹¹⁷. Restorasyonun okluzal morfolojisi hazırlanırken, tüberkül-kenar sırtı veya tüberkül-fossa ilişkisi dikkate alınarak okluzal kuvvetlerin dengeli bir şekilde dağıtılması sağlanmaya çalışılır. Yani okluzal kuvvet tek bir düzlemde değil, yaygın bir şekilde okluzal morfoloji boyunca dağılır. Okluzal morfoloji modellemesini yaptığımız dişlerde simetrik olmadığı için, 3 boyutlu modelleme stres analizinin doğru sonuçlar vermesi açısından önemlidir. Bu nedenle biz çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi uyguladık.

Pospiech ve arkadaşlarının¹³⁰ 1996'da yaptığı 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında tam seramik resin bağlı köprülerde kuvvetin horizontal düzlemde uygulama açısı arttığında oluşan stresin ve dağılım alanının arttığı görülmüştür. Bir başka deyişle kuvvetin uygulandığı yüzeyin geometrisi, oluşan stresi etkiler. Dolayısıyla yüzey geometrisinin gerçeğe uygun modellenmesi önemlidir.

Fischer ve arkadaşları¹³¹, tam seramik köprüleri sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında stresin ara bağlantı bölgelerinde bukkal-lingual yönde oluştuğunu göstermişlerdir. Yani elde edilecek sonuçların güvenilirliği açısından 2 boyutlu modelleme yerine 3 boyutlu modelleme yapılması gereklidir.

Sonlu eleman modellenmesinde ilk aşama bilgisayarda geometrinin oluşturulmasıdır. Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerindeki gelişmeyle beraber anatomik olarak doğru ve gelişmiş modellerin oluşturulabilmesi için son derece etkili metotlar mevcuttur. Bunlar; görüntü verileri içindeki 2 veya 3 boyutlu bilgileri bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntülerinin direkt çevrimi için sonlu elemanlar stres analizi ağlarına özelleşmiş yazılımın uygulanmasını içerirler¹³⁴. Bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılarak oluşturulan modellerin güvenilirliği doğrulanmıştır¹⁰³.

Son yıllarda mikrofokus bilgisayarlı tomografi cihazlarının geliştirilmesiyle deneysel çalışmalarda daha yüksek çözünürlükte görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır. Klasik bilgisayarlı tomografi cihazlarına göre daha az yavaş, daha hızlı ve kemik yapının daha detaylı 3 boyutlu görüntüsünün elde edilmesinde üstünlük sağlamaktadır^{135,136}. Bu verilere dayanarak biz de çalışmamızda mandibulanın kesit görüntülerini elde etmek için bilgisayarlı tomografiden yararlandık.

Bilgisayarlı tomografide görüntünün netliği ve detaylar kesit aralığına bağlıdır. Kesit aralığı azaldıkça netlik artar¹⁰⁰. Çalışmamızda 0,75mm kesit aralığında görüntüler elde edip ve bu görüntüleri bilgisayarlı tomografi cihazı tarafından rekonstrüktö edilerek (tekrar yapılandırılarak) toplam 371 adet görüntü elde ettik. Yalçın¹³⁶, Çağlar¹⁰⁰ ve Gross ve arkadaşları¹¹⁹ çalışmalarında bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntüleri referans çizgileri içeren kağıtlara aktarmış ve bu çizimleri bilgisayara aktararak 3 boyutlu hale getirmişlerdir. Biz çalışmamızda bilgisayarlı tomografiden elde ettiğimiz görüntüleri 3d-Doktor yazılımında ayrıştırıp complex surface rendering yöntemiyle 3 boyutlu rekonstrüksiyonu gerçekleştirdik.

Bilgisayarlı tomografide kesit aralığı 0,75mm'dir ve bu şekilde elde edilen görüntü netliği dişlerin detaylı modellenmesi için yeterli olamamaktadır. Dolayısıyla dişlerin daha detaylı modellenmesi gerekmektedir. Pospiech ve arkadaşları¹³⁰ 1996 yılında yaptıkları çalışmalarında tam seramik rezin bağlı köprülerde stres dağılımını incelemek amacıyla destek dişlerin modellenmesini mekanik tarayıcı kullanarak gerçekleştirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan dişlerin modellenmesinde yüzey tarayıcısından yararlandık. Bunun nedeni destek dişlerin son derece net bir modellenmesinin gerçekleştirilebilmesidir. Bu yüzey tarayıcısı dişleri x, y, z eksenlerinde 50µm adım aralığı ile dokunarak tarama yapan bir cihazdır. Dolayısıyla modellenen dişlerin netliği artmaktadır. Modellemenin her aşamasında oluşturulan katı cisimlerin boşlukta bir hacim oluşturmasını engelleyen hataları kontrol ederek giderdik. Bu işlem analizin gerçekleştirilebilmesi için gereklidir.

Bilgisayarlı tomografiden yararlanılarak mandibulanın modellenmesinin nedeni, yüzey tarayıcısıyla tarayarak modellenmesini gerçekleştirdiğimiz dişlerin dental ark içinde doğru konum, aks ve kontakt ilişkisi içinde yerleştirilebilmesinin sağlanmasıdır. Doğru ilişkilerde konumlanan dişler bu şekilde sabitlendi. Daha sonra lokalizasyonları belirlenen bu dişler etrafında 3dsmax yazılımı kullanılarak bir mandibula parçası oluşturuldu. Yeni bir mandibula parçası oluşturulup, analizin bunun üzerinde gerçekleştirmemizin nedeni, periodontal ligament, lamina dura, kortikal kemik ve spongioz kemik setlerinin bu mandibula parçası içinde rahatça oluşturulabilmesidir. Diğer nedeni ise analiz yazılımı olan Marc/Mentat programının tüm mandibula üzerinde analiz yapabilmemiz için yeterli kapasiteye sahip olmamasıdır. Çünkü tüm mandibula modellendiğinde düğüm sayısı çok artacaktı. Bu düğüm sayısı analiz yazılımının kapasitesinin çok üzerindeydi.

Literatürde kron-köprü restorasyonlarının incelendiği çalışmalarda mandibular kemiğin kortikal ve spongioz kemik elemanlarının tanımlanarak veya tanımlanmayarak kullanıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur^{97,98,113-115,118,124-131,133}.

Lang ve arkadaşları¹¹⁵, Procera AllCeram köprülerin farklı simanlar kullanıldığında kırılmaya karşı dirençlerini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Fischer ve arkadaşları¹³¹ farklı tam seramik köprülerde hazırlanan farklı arayüz bağlantı bölgeleri tasarımlarını sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Oh ve arkadaşları⁹⁸, tam seramik köprülerde arayüz bağlantı tasarımlarının kırılma direncine etkilerini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Anusavice ve arkadaşları⁹⁷, metal destekli seramik kronlarda metal kalınlığının stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kök, periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; sadece kronu modellemişlerdir.

Hojjatie ve arkadaşları¹¹³, cam-seramik kronlarda restorasyonun okluzal kalınlığının stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Jager ve arkadaşları¹¹⁴, CAD-CAM sistemiyle üretilen kronların tasarım parametrelerinin stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Anusavice ve arkadaşları¹²⁵ Dicor cam-seramik kronlarda, kronun okluzal kalınlığının, siman tipinin, siman boşluğunun stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında periodontal ligament ve alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün bir kısmını modellemişlerdir.

Pospiech ve arkadaşları¹³⁰; yaptıkları çalışmada alveolar kemiği ihmal etmişler; kökün tamamını ve periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Kamposiora ve arkadaşları¹³³, In-ceram, Dicor ve Tip 3 altından hazırlanan 3 üyeli posterior köprülerin okluzal kuvvetler altında stres birikimini sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Farah ve arkadaşları¹¹⁸, 3 ve 4 üyeli Tip 3 altından hazırlanan köprülerin sonlu elemanlar stres analizini yaptıkları

çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Awadalla ve arkadaşları¹²⁹ kantilever köprülerde stres dağılımını inceledikleri çalışmalarında mandibular kemik ve periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Aydın ve arkadaşları¹²⁶, posterior bölgede hazırlanan 3 üyeli mandibular köprülerde farklı periodontal desteğe sahip dişlerde, destek dişlerin etrafındaki farklı tipteki kuvvetlerden kaynaklanan stresi sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişler ve sabitlemeyi de spongiöz kemiğin alt sınırından yapmışlardır.

Imanishi ve arkadaşları¹²⁷, tek tabakalı ve core ile tabakalama olmak üzere 2 tabakalı tam seramik posterior kronlarda farklı yüklenme durumları altında oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Kamposiora ve arkadaşları¹²⁸, veneer kronlarda marjinal konfigürasyonun, siman tipinin ve siman aralığının stres dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Magne arkadaşları¹²⁴ 3 üniteli posterior adeziv köprülerde yüzeyde ve içyapıda oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında kortikal ve spongiöz kemik ile periodontal ligamenti modellemişlerdir.

Ress¹¹² çalışmasında dişle ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kemik ve periodontal ligamentin modellenmesinin önemini vurgulamıştır.

Desjondins ve arkadaşlarının¹³⁷ belirttiğine göre Lenholm ve Zarb 1985 yılında yaptıkları çalışmalarında kemik kalitesini sınıflamışlardır. Buna göre kemiği 4 farklı tipte tanımlamışlardır. Tip 1 kemik ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik içerirken, Tip 2 kemikte yoğun spongiöz kemiği kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler. Tip 3 kemikte yeterli dirence sahip yoğun spongiöz kemiği ince bir tabaka kortikal kemik çevrelerken, Tip 4 kemikte ise düşük yoğunlukta spongiöz kemiği ince bir tabaka kortikal kemik çevreler.

Mandibulada Tip 1 ve Tip 2 kemik bulunabilmekte ve ağırlıklı olarak tip 2 kemiğe rastlanmaktadır¹³⁷. Biz de bu sınıflamayı kabul ederek

mandibulayı tip 2 kemik olarak modelleyip kortikal kemik kalınlığını 1–1,5mm olarak modelledik.

Çalışmamızda dişlerin kökleri etrafında bulunan, kortikal kemik yapısında olan ve radyograflarda ince radyopak bir çizgi olarak görülen lamina dura 0,22mm olarak modellendi. Hubar¹³⁸ 1993 yılında yaptığı çalışmasında lamina duranın kalınlığının 0,22-0,54mm arasında değiştiğini göstermiştir.

Caranza¹³⁹, periodontal ligamentin kalınlığının 0,2-0,4mm arasında değiştiği bildirilmiştir.

Ress¹¹² yaptığı çalışmasında periodontal ligament, kortikal kemik ve spongioz kemik gibi destek diş dokularının sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarındaki önemini incelediği çalışmasında periodontal ligamanı 0,3mm kalınlığında modellemiştir.

Kompasiora ve arkadaşları¹³³ ise çalışmalarında periodontal ligamenti 0,2mm olarak modellemiştir.

Biz de çalışmamızda periodontal ligamenti 0,2mm kalınlığında modelledik.

Rubin ve arkadaşları¹¹⁷ ile Hojjatie ve arkadaşları¹¹³ yaptıkları çalışmalarda pulpanın sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında sonuçlara herhangi bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle biz de çalışmamızda pulpayı modellemedik.

Carollo'nun belirttiğine göre⁹¹ Procera AllCeram, ağzın her bölgesinde 3 üyeli köprü restorasyonlarının hazırlanmasında kullanılabilir. Ancak dişsiz sahanın mesio-distal mesafesi 11mm'yi geçmemelidir, destek dişler periodontal açıdan sağlıklı olmalıdır ve destek dişlerde aşırı bir devrilme olmamalıdır.

Caputo ve Standlee'nin⁹² belirttiğine göre maksimum çiğneme kuvveti 2. premolar ve 1.molar dişler üzerinde meydana gelir. Dolayısıyla modelleyeceğimiz köprü restorasyonunun 2.premolar ve 1. molar dişleri içermesi ağızda oluşabilecek maksimum okluzal kuvvete direncin değerlendirilmesi bakımından önemlidir.

Procera AllCeram köprüler, 1. premolar ve 1. molar dişler destek olarak kullanılmak üzere 2.premolar eksikliğini gidermek üzere hazırlanabilir. Çalışmamızda bu şekilde bir köprü modellemek amacıyla mandibular sağ 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlerin taramasını gerçekleştirdik.

Procera AllCeram restorasyonlar uygulandığında destek dişlerde sadece chamfer tarzı basamak hazırlanması gerektiği bildirilmiştir^{16,67,76,84}. Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre tarayıcının safir top başlığının oluşturduğu dđngüsel hareketleri sadece chamfer tarzı bir basamakta optimum hassaslıkta tarama yapabilmekte ve yüksek Al₂O₃ içerikli coping'in dişe optimum hassaslıkta oturabilmesi için keskin hat ve açılı bulunmayan, düzgün konturlu yuvarlatılmış, 0,8-1mm genişliğinde bir chamfer tarzı basamak oluşturulması gereklidir.

Øilo ve arkadaşlarının⁸⁴ Procera sistemi ile hazırlanacak restorasyonlar için diş kesimi özelliklerini matematiksel bir yaklaşımla inceledikleri çalışmalarında aksiyal duvar açısının dişin uzun aksıyla 10° açılı olarak hazırlamışlardır.

Carollo⁹¹ 2003 yılında yaptığı çalışmasında Procera AllCeram restorasyonlar için hazırlanan diş kesimlerinde aksiyal duvar açısının 5-15° arasında olması gerektiğini belirtmiştir.

Ottl ve arkadaşları⁶⁷ aksiyal kesim derinliğinin 1-1,2mm; okluzal kesim derinliğinin 2mm olması gerektiğini belirtmişlerdir.

May ve arkadaşları³ 1998'de yaptıkları çalışmalarında Procera AllCeram kronların, die ile uyumunu değerlendirmişlerdir ve aksiyal açısı 10°, chamfer basamak kalınlığını 1,3-1,5mm, okluzal kesim derinliğini 2mm hazırlamışlardır.

Pallis ve arkadaşları⁵ 2004 yılında yaptıkları çalışmalarında 3 farklı tam seramik sisteminin kırılma direncini incelemişlerdir. IPS Empress 2, In-ceram zirkonia ve Procera AllCeram kronlar üzerinde yapılan bu in vitro çalışmada okluzal kesim derinliği 1,5-2mm arasında, aksiyal kesim açısı 3°, chamfer basamak derinliği 1mm olarak hazırlanmıştır.

Çalışmamızda 1mm derinliğinde chamfer tarzı basamak oluşturacak şekilde diş kesimini modelledik. Aksiyal kesim açısı 8-10° olacak şekilde bir modelleme oluşturduk. Okluzal kesim derinliğini ise 2mm olacak şekilde modelledik.

Kompasiora ve arkadaşları¹²⁸ yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında siman aralığını iki farklı kalınlıkta modellemişlerdir. 25µm olarak modellenen aralık ideal siman aralığı olarak kabul edilmiş olup, 100µm olarak modellenen aralık ise klinik olarak daha gerçekçi kabul edilmiştir.

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ çalışmalarında belirttikleri üzere; Christensen, klinik başarı için siman aralığının 25-40µm arasında olması gerektiğini belirtmiştir.

May ve arkadaşları³ çalışmalarında Procera AllCeram restorasyonlarda marjinal aralığın 70µm'den az olduğu sonucuna varmışlardır.

Tüm bu verilere dayanarak biz de çalışmamızda siman aralığını optimum kabul ederek 25µm olarak modelledik.

Procera AllCeram restorasyonlar hem konvansiyonel simanlarla hem de rezin simanlarla simante edilebileceği bildirilmiştir^{16,67}. Bununla beraber Blixt ve arkadaşları⁸⁶ 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında Procera AllCeram restorasyonlarda farklı yüzey işlemleri uygulanarak uygulanan farklı simanların makaslama dayanımını incelemişlerdir ve en iyi sonucun dual sertleşen rezin simanlarla elde edildiğini göstermişlerdir.

Jager ve arkadaşları¹¹⁴ 2005 yılında yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında siman tabakasını 25-140µm arasında modellemişlerdir ve simanı RelyX ARC olarak tanımlamışlardır.

Blatz ve arkadaşları⁸¹ 2003 yılında yaptıkları çalışmada modifiye rezin yapıştırma ajanlarıyla Procera AllCeram restorasyonların uzun dönem bağlanmasını in vitro olarak değerlendirmişlerdir. Buna göre erken dönem bağlantı dayanımı en fazla RelyX ARC simanda ortaya çıkmışken uzun dönemde en yüksek bağlantı dayanımı Panavia 21 simanda ortaya çıkmıştır.

Tüm bu verilere dayanarak biz de çalışmamızda siman aralığını optimum kabul ederek dış kesimlerine 25µm ofset vererek modelledik ve RelyX ARC siman olarak tanımladık.

Andersson ve arkadaşlarının¹⁶ belirttiğine göre Aded ve arkadaşları farklı tabakalama porseleni ve core kalınlıkları ile üretilen Procera AllCeram kronları incelemişler ve 0,5mm ve 0,7mm'lik core kalınlıklarında hazırlanan Procera AllCeram kronların arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Hefferman ve arkadaşları⁸⁹ farklı tam seramik sistemlerinin translusensisini inceledikleri çalışmalarında Procera AllCeram core yapısını 0,5mm kalınlığında hazırlamışlardır.

Oden ve arkadaşları⁷⁶ Procera AllCeram kronların 5 yıllık klinik başarısını inceledikleri çalışmalarında, coping kalınlığını 0,6mm olarak hazırlamışlardır.

Webber ve arkadaşları¹⁴⁰ Procera AllCeram kronlarda porselen kalınlıklarının sıkıştırma kuvvetleri altında kırılmaya etkisini inceledikleri çalışmalarında copingleri 0,6mm kalınlığında hazırlamışlardır.

Pallis ve arkadaşları⁵ 2004 yılında yaptıkları in vitro çalışmada posterior uygulamalar için 3 farklı tam seramik sisteminin kırılma direncini incelemişlerdir. Bu çalışmada kullanılan materyallerden biri olan Procera AllCeram için core kalınlığı 0,5mm olarak hazırlanmışlardır.

Stumpel ve arkadaşları⁵⁶ Procera AllCeram ile yaptıkları klinik çalışmada coping kalınlığını 0,6mm olarak hazırlamışlardır.

Andersson ve arkadaşları¹⁶ Procera AllCeram sistemini inceledikleri çalışmalarında copingin profil açısının 1-25° olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Tüm bu verilerin ışığı altında çalışmamızda her bir destek diş için coping; siman tabakasına ofset verilmesiyle 0,6mm kalınlığında ve 8-10° profil açısında hazırlanmıştır.

Procera AllCeram köprü sisteminde ön taraması yapılmış hazır gövde kitlerinden, dişsiz sahaya en uygun olanı seçilmektedir. Bu şekilde ön taraması yapılmış gövdeler, arayüz bağlantı bölgesi için doğru bir açı sağlar ve destek diş için hazırlanacak copinglerle aynı materyalden üretilmiştir⁹¹.

Biz de çalışmamızda bu ön taramalı gövde kitlerinin şekline ve yüzey morfolojisine en uygun olacak şekilde gövde modellemesi yaptık. Bu amaçla 2. premolar diş eksikliğini gidermek amacıyla hazırlanan 3 üyeli köprünün gövde copingi, 1. premolar ayak diş copinginin kopyalanmasıyla hazırladık. Bu copingi uygun çapta bir küre parçası ile birleştirdik

Carollo'nun⁹¹ 2003 yılında yaptığı çalışmasında Procera AllCeram köprülerde arayüz bağlantı yüksekliğinin 3mm'den az olmaması gerektiğini belirtilmiştir.

Raigrodski'nin^{57,141} tam porselen köprüler üzerinde yaptığı 2 farklı çalışmasında Procera AllCeram köprülerde arayüz bağlantısının bucco-lingual genişliğinin minimum 2mm, okluzo-gingival yüksekliğinin minimum 3mm olması gerektiğini ve sonuç olarak da arayüz bağlantı yüzey alanının da minimum 6mm² olması gerektiğini belirtmiştir.

Buna göre biz de çalışmamızda Model 1 ve 2'de arayüz bağlantı bölgesinin minimum kritik okluzo-gingival boyutu 3mm, bucco-lingual genişliği 2mm olarak modelledik. Model 3 ve 4'te ise okluzo-

gingival boyut 1mm arttırılarak 4mm olarak modellenirken bucco-lingual genişlik sabit tutup ve 2mm olarak modelledik.

Hazırlanan bu 2 farklı boyuttaki arayüz bağlantısını gövde copingiyle birleştirdik. Gövdenin krete doğru düzgün bir daralma sağlaması ve ön taraması yapılmış gövdelerle morfolojik olarak benzerlik sağlaması için 0,9mm yarıçaplı birer küre hazırlayarak arayüz bağlantı bölgelerinden çıkarıldı.

Procera AllCeram köprü sisteminde gövde ve destek diş copingleri ayrı ayrı üretilip, özel bir bağlantı porseleni ile birleştirilirler. Carollo⁹¹ ile Lang ve arkadaşları¹¹⁵, ara bağlantı bölgelerinin 50µm kalınlığında ve gövdenin uzun aksıyla 25° açılı olması gerektiğini bildirmişlerdir. Ancak ara bağlantı porseleni, altyapı porseleniyle devamlılık gösterdiğinden ve 50µm gibi çok ince bir yapı olduğu için; modellenmesinin analiz sonuçlarına etkisi olmayacaktır. Ayrıca ara bağlantı porseleninin modellenmesi, analiz programının kapasitesinin çok üstüne çıkılmasına neden olacaktır. Tüm bu nedenlerden ötürü çalışmamızda ara bağlantı porseleni modellenmedi.

Çalışmamızda 3 üyeli köprünün her bir üyesinin tabakalama porseleninin modellenmesi için çekilmiş dişlerin yüzey tarayıcısıyla taranarak oluşturulan modellerinin kron kısımlarından yararlanıldı. Gövdenin tabakalama porseleninin modellenmesinde kretle olan ilişkisi ridge-lap tarzında hazırlandı.

Çağlar¹⁰⁰, tezinde köprü modellemesi tabakalama porseleninin modellenmesi için bilgisayarlı tomografi ile taraması yapılmış dişlerin modellerinden yararlanılmıştır.

Fischer ve arkadaşları¹³¹ tam porselen köprülerde stres dağılımlarını inceledikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında tabakalama porselenini modellememişlerdir.

Lang ve arkadaşları¹¹⁵ Procera AllCeram köprülerde farklı tip simanlar varlığında kırılma direncini inceledikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında tabakalama porselenini modellememişlerdir. Ancak Imanishi ve arkadaşlarının¹²⁷ belirttiğine göre Yosinari ve arkadaşları 1994 yılında yaptıkları çalışmalarında tabakalama porseleninin, core porselenine göre daha düşük değerlerde bir kuvvet uygulanması sonucu kırılacağını göstermişlerdir.

Oh ve arkadaşları¹⁴² köprü protezlerinin şeklinin uniform olmadığını ve konturunun, dişlerin ve diş dizilimlerinin geometrisine bağlı olarak çeşitli girinti ve çıkıntıların karmaşık bir kombinasyonundan oluştuğunu, özellikle arayüz bağlantı bölgesinin biyolojik ve estetik

sonuçlar bakımından hassas bir yapıya sahip olduğunu, ayrıca bu bölgede, köprü restorasyonlarının diğer bölgelerine nazaran daha yüksek bir stres konsantrasyonu ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Tam seramik bir protezdeki stres dağılımı protez komponentlerinin kontur değişimlerinden etkilenir. Bu etki konturdaki keskin değişimlerin olduğu bölgelerde çok daha etkilidir. Bölgesel stres konsantrasyonunun büyüklüğü, yüzey entiklerinde veya diğer keskin kontur değişimlerindeki gibi yüksek kavisli bölgelerde anlamlı olarak artar. Bu stres değişimleri, özellikle seramik gibi kırılgan materyallerde çok daha anlamlıdır¹⁴².

Stres konsantrasyonu özellikle kısa klinik krona sahip olmasından ötürü sınırlı arayüz bağlantısı yksekliliğine sahip olan ve yüksek okluzal kuvvetlere maruz kalan posterior köprülerde çok daha kritiktir. Çünkü posterior bölgelerde estetiği geliştirmek için arayüz bağlantı bölgelerinde keskin embrasur formu tasarlama eğilimi oluřur¹⁴².

Bu faktörler; özellikle tam porselen köprülerde, arayüz bağlantılarının okluzo gingival mesafesi kısa hazırlandığında başarısızlığı tetikleyerek büyük stres konsantrasyonuna neden olur¹⁴². Bu nedenle; seramik restorasyon, stres oluşumunu minimize edecek şekilde tasarlanmalıdır.

Çalışmamızın amaçlarından biri de posterior bölgede hazırlanan Procera AllCeram köprülerde farklı gingival embrasur tasarımlarında oluşan stres dağılımlarının incelenmesiydi. Bu bağlamda çalışmamızda, 2 farklı arayüz bağlantı bölgesi yksekliliğine sahip Procera AllCeram altyapışı üzerine hazırlanan tabakalama porselenlerinde 2 farklı gingival embrasur yarıçapı modellendi. Bu amaçla 0,6mm ve 0,9mm yarıapıda hazırlanan 2 silindir, tabakalama porselenlerinin gingival bölgelerinden çıkarıldı.

Oh ve arkadařları¹⁴² 2002 yılındaki çalışmalarında okluzal embrasur'un farklı yarıçaplara sahip olacak şekilde hazırlanmasının stres dağılımlarını değiştirmediğini bulmuşlardır. Bu nedenle çalışmamızda her modelde okluzal embrasur yarıçapını 0,25mm olarak hazırladık.

Anusavice ve arkadařları⁹⁷, yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında sadece kronu modellemişler ve sabitlemeyi de bu bölgenin alt kısmından yapmışlardır.

Anusavice ve arkadařları¹²⁵, Oh ve arkadařları⁹⁸, Fischer ve arkadařları¹³¹, Lang ve arkadařları¹¹⁵, Anusavice ve arkadařları⁹⁷, Jager ve arkadařları¹¹⁴ ve Hojjatte ve arkadařları¹¹³ yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kökün bir kısmını modellemişler ve sabitlemeyi de bu bölgenin alt kısmından yapmışlardır.

Pospiech ve arkadaşları¹³⁰; yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kökün tamamını ve periodontal ligamenti modellemişler ve sabitlemeyi de bu bölgenin alt kısmından yapmışlardır.

Mandibulanın tamamının veya yarısının modellendiği çalışmalarda sabitleme kasların bağlantı bölgeleri olan bilateral veya unilateral kondiler ve koronoid prosesler ile mandibula köşesinin medial veya lateral kısımlarından sabitlenmiştir^{120,122}.

Magne arkadaşları¹²⁴, Aydın ve arkadaşları¹²⁶, Imanishi ve arkadaşları¹²⁷, Kamposiora ve arkadaşları¹²⁸, Kamposiora ve arkadaşları¹³³ yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kökün tamamı, periodontal ligament ile kortikal ve spongioz kemiğin bir kısmını modellemişler ve sabitlemeyi de spongioz kemiğin alt kısmından yapmışlardır. Biz de çalışmamızda sabitlemeyi spongioz kemiğin alt kısmından yaptık.

Materyal özellikleri bir yapıdaki stres ve strain dağılımlarını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar stres analizinde izotropik, ortotropik ve ya anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik bir materyalde özellikler her yerde aynıdır. Bundan dolayı sadece 2 tane materyal sabiti mevcuttur. Anizotropik bir materyalin ise farklı yöntemlerle ölçüldüğünde farklı özellikleri mevcuttur. Anizotropinin derecesine göre (transvers izotropik, ortotropik) çok sayıda materyal sabiti vardır¹³⁴. Yapılan çalışmalarda Young modülü (elastiklik modülü) ve Poisson oranı sabitlerince karakterize edilen materyal özellikleri homojen ve linear elastik olarak belirlenmiştir^{98,110,111,113,114,119,120,122,125,126,133,134}. Ancak bununla beraber Nagasao ve arkadaşlarının¹²² belirttiğine göre O'mahony ve arkadaşları kemik yapının izotropik olmadığını ve hesaplamaların doğruluğu açısından bunun göz önüne alınması gerektiğini göstermişlerdir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında başarılı sonuçlar ve doğru stres dağılımları elde edilebilmesi için yüzey topolojisinin gerçekçi olması ve anatomik yapının ideal modellenmesi gereklidir⁹⁷. Bunun sağlanması için eleman ve düğüm sayıları artırılmalıdır. Eleman ve düğüm sayıları en az 30000 olmalıdır. Bu durumda eleman büyüklüğü 150-300µm arasında olmalıdır. Eleman boyutunun 300µm'den büyük olması halinde yanlış sonuçların alınabileceği belirtilmiştir^{100,123,143,144}. Çalışmamızda kullanılan köprü setleri yüzey tarayıcı olarak oluşturulan diş modellerinden hazırlanmıştır. Anatomik yapılar ise şematik olarak oluşturulmuştur. Tamamen şematik modellemenin kullanıldığı diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda daha doğru ve gerçeğe yakın sonuçların elde edileceği öngörülmüştür^{98,115,124,129,131,133}. Araştırmalarda 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi için hazırlanan modellerde 750-19300 eleman kullanılmıştır. Bu farklılık bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar stres analizi yazılımlarındaki gelişmelerden kaynaklanmıştır. Çalışmamızda 4

farklı modelde toplam 242829–287581 arasında eleman kullanılmış ve bunlar materyal özellikleri ve konumlarına göre 10 farklı set olarak tanımlanmıştır.

Çalışmamızda yükleme dinamik ve statik olmak üzere 2 tip okluzyonda uygulandı.

Statik okluzyonda kuvvetler tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre üst dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin alt dişlerle temas noktaları esas alınarak uygulandı. Tüberkül-marjinal sırt ilişkisi, fonksiyonel tüberküllerinin karşıt bir çift dişin marjinal sırtları yada bir fossada kontakt yaptığı okluzal plandır. Bu nedenle tüberkül- marjinal sırt ilişkisi esas olarak bir dişe iki diş düzenidir. Yetişkinlerin çoğunda bu tip okluzyon gözlenir¹⁴⁵.

Craig ve Povers¹⁴⁶, doğal dişlerde maksimum okluzal kuvvetin molar dişlerde 400–800 N; premolar dişlerde 300 N; kaninlerde 200 N ve kesicilerde 150 N olduğunu belirtmişlerdir.

Bu verilere dayanarak çalışmamızda 3 üyeli köprü restorasyonuna 470N'luk vertikal, 940N'luk oblik ve 135N'luk horizontal statik kuvvet uyguladık ve bu kuvvetleri köprünün her üyesine paylaştırdık.

Vertikal, oblik ve horizontal kuvvetler arasındaki oran Koolstra ve arkadaşlarının¹⁴⁷ çalışmasındaki orana göre belirlendi. Birçok çalışmada aynı orandan yararlanılmıştır^{107,110,111,148}.

Dinamik okluzyonda maksimum çiğneme kuvveti taklit edilerek, kuvvetler fonksiyonel tüberkül tepelerinden uygulandı.

Uygulanan kuvvet maksimum ısırma kuvvetinin yani statik okluzyonda uygulanan kuvvetin %40'ı kadardı. Imanishi ve arkadaşlarının¹²⁷ belirttiğine göre Lundgen ve arkadaşları ile Gibbs ve arkadaşları çiğneme kuvveti yani dinamik okluzyonu oluşturan kuvvetin, maksimum ısırma kuvvetinin yani statik okluzyonu oluşturan kuvvetin %37-40'ı arasında olduğunu belirtmişlerdir.

Bu verilere dayanarak çalışmamızda 3 üyeli köprü restorasyonuna 188 N'luk vertikal, 376 N'luk oblik ve 54 N'luk horizontal dinamik kuvvet uyguladık ve bu kuvvetleri köprünün her üyesine paylaştırdık.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında en doğru sonuçlar kuvvetin uygulandığı bölgeden sonsuz uzaklıktaki noktada meydana gelir¹⁴⁹. Dolayısıyla çalışmamızda kuvvetin uygulandığı tabakalama porseleninden ziyade altyapı porseleninde oluşan stresleri

değerlendirmede dikkate aldık. Buna ilave olarak tüm modellerdeki değerlendirilmede standardizasyonun sağlanabilmesi için aynı bölgelerdeki verileri dikkate aldık. Tüm modellerde kuvvetler destek dişler veya gövdeden uygulandığı için bu bölgelere eşit uzaklıktaki bölgelerden değerlendirme yapabilmek için molar ve premolar arayüz bağlantılarının orta hatlarında oluşan stresleri değerlendirdik.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmasının yapıldığı bir elemanda tüm kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşan principle stress'ler; maksimum, minimum ve intermediate olmak üzere 3'e ayrılır. Maksimum principle stress'ler yapıdaki en yüksek gerilme streslerini, minimum principle stress'ler yapıdaki en yüksek sıkışma streslerini gösterirler. Analiz sonucunda hangisinin mutlak değeri büyükse yapıda o tip stres etkindir¹⁰⁰. Porselen materyali gerilme kuvvetleri karşısında dayanıksızdır²⁴. Bu nedenle porselen materyalinden hazırlanan bir köprünün, ağız içinde dinamik ve statik okluzyonda vereceği gerilme cevabının dağılımı, yoğunluğu ve lokalizasyonunun tespiti, protetik diş tedavisi mekaniği açısından önemlidir. Çalışmamızda maksimum principle stress değerlendirilmesi sonucunda pozitif değerlerin negatif değerlerin mutlak değerinden daha yüksek olduğu görüldü. Neticede tüm modellerde hem statik tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde hem de dinamik maksimum çigneme kuvveti uygulamasında her 3 yöndeki yüklemde gerilim streslerinin sıkışma streslerinden daha yüksek olduğu sonucuna varıldı.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında von mises stress'leri yapıdaki stres dağılımlarının genel bir değerlendirmesinin yapılabilmesini sağlar. Von mises stress'leri XX, YY ve ZZ akslarındaki normal stres komponentlerin ve XX, YY ve ZZ akslarındaki makaslama stres komponentlerin bir kombinasyonudur. Modellerdeki bir eleman değerlendirilirken von mises stress'lerinin gerilme stresi olduğunu, sıkışma stresi olmadığını belirleyen major normal stres komponentlerinden emin olmanın önemli olduğu bildirilmiştir¹¹⁵.

Lang ve arkadaşlarının¹¹⁵ çalışmasında her elemanın elastik davranışı o materyalin von mises stress derecesiyle, bunun da esas belirleyicisi olan XX stres komponentiyle analiz edilmiştir. Çalışmalarında XX stres dağılımı, gövdenin üstünde negatif değerdedir ve sıkışma stresi halinde ortaya çıkmıştır. Yani köprü restorasyonunun bu bölgeden kırılma olasılığının olmadığını belirtmişlerdir. Gövdenin alt kısmındaki stresler pozitif değerdedir ve gerilme streslerini vermiştir. Bir elemanın von mises stress değeri esas gerilme dayanımını aşarsa ve bu eleman gerilme bölgesinde ise başarısızlık meydana geleceğini belirtmişlerdir. Bu durumda köprü restorasyonunda kırılma olasılığının en fazla arayüz bağlantı bölgesinin alt kısmında olduğunu söylemişlerdir.

Kamposiora ve arkadaşları¹³³ 1996 yılında yaptıkları 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasındaki modelde; mandibular 1. premolar ve mandibular 1. molar dişler ayak olmak üzere mandibular 2. premolar diş gövde olarak hazırlanmış ve gövdenin bukkal tüberkül tepesinden vertikal yönde kuvvet uygulanmıştır. Çalışmada molar ve premolar arayüz bağlantısında oluşan stres dağılımı ve miktarı aynı olmuştur.

Korkmaz¹⁰¹ 1995 yılında yaptığı İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi isimli doktora tez çalışmasında 2 farklı gövde tipi ve 5 farklı arayüz bağlantısı yüksekliğine sahip 10 farklı köprü modeline gövde bölgesinde vertikal doğrultuda kuvvet uygulaması yapılmıştır. Buna göre premolar arayüz bağlantısında oluşan stres miktarının molar arayüz bölgesine oluşan strese nazaran daha yüksek olduğu ortaya çıkmıştır.

Bizim çalışmamızda ise modellerin büyük çoğunluğunda molar arayüz bağlantısında ortaya çıkan stres dağılımı ve miktarı, premolar arayüz bağlantısında ortaya çıkandan daha yüksek oldu. Bunun nedeni kuvvetin uygulanmasındaki farklılıktı. Çalışmamızda her 3 üniteye hem tüberkül-marjinal sırt hem de maksimum çiğneme kuvvetine göre uygulanan yüklemelerde premolar ünitelerine birer, molar üniteye ise iki bölgeden stres geldi. Yani molar arayüz bağlantısı, premolar arayüz bağlantısına nazaran göreceli olarak daha fazla strese maruz kaldı. Dolayısıyla molar arayüz bağlantısında ortaya çıkan stres, premolar arayüz bağlantısında ortaya çıkana kıyasla daha fazla oldu.

Pospiech ve arkadaşlarının¹³⁰ 1996 yılında yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında belirttiklerine göre tam seramik resin bağlı köprülerde uygulanan stresin açılanması 45°'den 60°'ye çıkartıldığında oluşan stres konsantrasyonunun hem miktarı artmış hem de daha geniş bir bölgeye yayılmıştır.

Kamposiora ve arkadaşları¹³³'nin belirttiğine göre fonksiyonel stresler köprü protezlerine santral ve aksiyal olarak uygulanmıştır. Oblik stresler stres konsantrasyonunun artmasına ve yüzeylerde stres dağılımının değişmesine neden olmuştur.

Çalışmamızda da oblik ve horizontal yönlerde stres uygulanması sonucunda vertikal yönde uygulanan streslere kıyasla oluşan stresin hem miktarında hem de lokalizasyonunda farklılık oluştu.

Lüthy ve arkadaşlarının¹⁵⁰ belirttiğine göre Geis-Gertorfer ve arkadaşları dinamik yüklemenin, yükleme dayanım kapasitesini, eğilme dayanımını ve restorasyonun başarısını değiştirdiğini göstermişlerdir.

Çalışmamızda hem dinamik hem de statik yükleme yapıldı. Buna göre yapıda ortaya çıkan stresler her iki yüklemde de arayüz bağlantı bölgelerinde yoğunlaştı. Ancak statik yüklemde ortaya çıkan streslerin miktarı daha fazla oldu. Zira Imanishi ve arkadaşlarının¹²⁷ belirttiğine göre Lundgen ve arkadaşları ile Gibbs ve arkadaşları çiğneme kuvveti yani dinamik okluzyonu oluşturan kuvvetin, maksimum ısırma kuvvetinin yani statik okluzyonu oluşturan kuvvetin %37-40'ı arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Kamposiora ve arkadaşları¹³³ 1996 yılında yaptıkları 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında farklı materyallerden hazırladıkları 3 üyeli posterior köprülerde farklı arayüz bağlantısı yüksekliklerinin stres konsantrasyonuna etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında gövdenin bukkal tüberkül tepesinden vertikal kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarında; destek dişlerin cavo-yüzey sınırlarında, pulpa-aksiyal açılarında ve arayüz bağlantı bölgelerinin üst, orta ve apikal bölgelerinde von mises stress değerlendirmesi yapılmışlardır. Buna göre 3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliği 4mm'ye çıkartıldığında stres dağılımında belirgin bir azalma olduğu sonucuna varmışlardır. Stres dağılımının arayüz bağlantı bölgelerinde ortaya çıkmasının nedeni olarak; bu bölgelerin köprü protezleri boyunca en küçük yüzey alanına (yan kesit bölgesine) sahip olması ve stres konsantrasyonundan kaynaklanan eğilme boyunca en riskli bölge olmasını belirtmişlerdir. Arayüz bağlantısındaki artış; stres dağılımı için daha fazla materyal sağlayarak stresin dağılacığı yüzey alanını genişletmiş ve ortalama stresi azaltmıştır. 4mm'lik arayüz bağlantısında stres konsantrasyonunun daha düşük çıkmasının bir diğer nedeni de arayüz bağlantısının apikal kısmının geometrisinin 3mm'lik arayüz bağlantısı yüksekliğine sahip modele kıyasla daha düzgün ve daha az açılı olmasıdır.

Lüthy ve arkadaşlarının¹⁵⁰ çalışmalarında belirttikleri üzere; köprü protezlerinde genellikle başarısızlığın ortaya çıktığı bölge olan arayüz bağlantılarında yüzey alanını genişletmek arayüz bağlantısında ortaya çıkan maksimum stresi azaltarak başarısızlık ihtimalini azaltacaktır.

Tam porselen köprülerde yükleme dayanım kapasitesi, porselen materyalinin özelliklerine olduğu kadar arayüz bağlantılarının büyüklük, şekil ve pozisyonuna ve gövdenin genişliğine de bağlıdır¹⁵¹.

Augereau ve arkadaşları¹³² 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında arayüz bağlantılarının yüzey alanının genişletilmesinin köprü protezlerinde meydana gelen straine etkisini incelemişlerdir. Buna göre 2mm'lik okluzo-gingival yükseklik, 2mm'lik bukkal-lingual genişlikteki 3,3mm²'lik arayüz bağlantısına sahip Model 1'in yükseklik ve genişliğinin 1'er mm artırılmasıyla Model 2'de yüzey alanı genişletmişlerdir. Çalışmalarında belirttiklerine göre; yüzey alanındaki bu %141'lik artış bile

% 0,15'lik strain eşiğinin altında kalmasına izin vermiştir. Bu verilere dayanarak köprü protezlerinin direncini arttırmak için, arayüz bağlantı bölgelerinin boyutlarının klinik ve periodontal ihtiyaçlarla tutarsızlık sergileyecek şekilde arttırmanın gerekli olmadığını belirtmişlerdir.

Pospiech ve arkadaşlarının¹³⁰ resin bağlı köprülerdeki stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında, arayüz bağlantı yüksekliğinin 3mm'den 4mm'ye çıkarılmasının ve buna ilave olarak keskin açılardan ve belirgin interdental seperasyondan kaçınılmasının stres birikimini belirgin ölçüde azalttığı sonucuna varılmıştır. Buna göre arayüz bağlantılarının yüksekliğinin mümkün olduğunca artırılması, düzgün ve yuvarlatılmış konturların kullanılmasını gerektirmektedir¹³⁰.

Oh ve arkadaşları¹⁴² arayüz bağlantısı tasarımının tam seramik köprülerde kırılma direncine etkisini inceledikleri in vitro çalışmalarında 2 farklı okluzal ve gingival embrasur yarıçapını kullanarak 4 farklı 3 üyeli köprü modeli hazırlamışlardır ve 2. premolar eksikliğini gideren gövdeye 14,3mm çapında bir küreyle santral fossadan vertikal kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarında gingival embrasur yarıçapının 0,25mm'den 0,9mm'ye çıkarıldığında kırılma dayanımının %140 arttığı sonucuna varmışlardır. Bununla beraber okluzal embrasur yarıçapının 0,25mm'den 0,9mm'ye çıkarıldığında kırılma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir.

Oh ve arkadaşları⁹⁸ farklı materyallerden hazırlanmış 3 üyeli posterior tam seramik köprülerde farklı arayüz bağlantısı tasarımlarının kırılma direncine etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle ve in vitro şartlarda incelemişlerdir. Buna göre gövdenin ortasından yapılan 100N'luk yükleme yapılmıştır. Analiz sonucunda 0,45mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip modelde ortaya çıkan gerilme stresi, 0,25mm'lik gingival embrasur yarıçapına sahip modelde ortaya çıkan gerilme stresinden daha düşük olmuştur.

Oh ve arkadaşları⁹⁸ farklı materyallerden hazırlanmış 3 üyeli posterior tam seramik köprülerde farklı arayüz bağlantısı tasarımlarının kırılma direncine etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle ve in vitro şartlarda incelemişlerdir. Sonlu elemanlar stres analizinde okluzal embrasur bölgelerinde sıkışma, gingival embrasur bölgesinde gerilme stresleri ortaya çıkmıştır. Seramik materyalinin gerilme stresi altında dayanıksızdır²⁴. Bu nedenle 3 üyeli köprü protezlerinin tasarımında bu bulgular dikkate alınmalıdır. Gingival embrasurda kurvatur yarıçapının artırılmasıyla köprü protezlerinin estetiğini etkilemeden ki estetik olabildiğince keskin okluzal embrasurlerle sağlanır, kırılma dayanımı artırılabilir. Bu çalışmadaki fraktürofotoğrafik analizin gösterdiğine göre 3 üyeli tam porselen köprülerde kırılma gingival embrasur bölgelerinden

başlamıştır. Çatlaklar gingival embrasurden başlayıp gövde üzerinde okluzal yükleme boyunca yayılmıştır. Kırılma orijini genellikle bukkolingual yönde gingival embrasurun merkezinde bulunmuştur ve mesio-distal yönde destek diş kronunun marjin bölgesine doğru yayılmıştır. 3 üniteli köprülerde tipik bir çubuk-bending durumu meydana gelmiştir. Çünkü aşırı keskin şekillendirilmiş gingival embrasurler makroskopik bir çatlak gibi rol oynamıştır⁹⁸.

Çalışmamızda tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre ve maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan maksimum principle stress bulguları değerlendirildiğinde vertikal yönde uygulanan kuvvet karşısında arayüz bağlantısı yüksekliğinin veya gingival embrasur yarıçapının arttırılmasının ortaya çıkan stres birikimine anlamlı bir katkı sağlamadığı. Bununla beraber oblik ve horizontal yönde uygulanan kuvvetler karşısında hem arayüz bağlantısının yüksekliği 3mm'den 4mm'ye çıkartıldığında hem de gingival embrasur yarıçapı 0,6mm'den 0,9mm'ye çıkartıldığında oluşan stres konsantrasyonu azaltdı.

Çalışmamızda tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre ve maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan von mises stress bulguları değerlendirildiğinde vertikal, oblik ve horizontal yönde uygulanan kuvvetler karşısında hem arayüz bağlantısı yüksekliğinin hem de gingival embrasur yarıçapının arttırılmasının stres birikimini azalttığı gösterildi.

Augereau ve arkadaşları¹³² 1998 yılında yaptıkları çalışmalarında tam porselen köprü protezlerin tasarımını optimize edebilmek için arayüz bağlantı boyutlarının strainin büyüklüğüne etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 3 üyeli posterior köprüye kuvveti vertikal olarak gövdenin okluzal yüzeyinin merkezinden uygulamışlardır. Buna göre maksimum strainin sistematik olarak arayüz bağlantılarında oluştuğunu göstermişlerdir.

Lüthy ve arkadaşları¹⁵⁰ 2005 yılında yaptıkları in vitro çalışmada farklı tam porselen materyallerinden hazırlanmış 4 üyeli posterior köprülerde yükleme dayanım kapasitesini incelenmiştir. Çalışmalarında vertikal yöndeki kuvveti her iki gövdeye uygulamışlardır ve kırılmanın arayüz bağlantı bölgelerinde ortaya çıktığını belirlemişlerdir.

Lang ve arkadaşları¹¹⁵ Procera AllCeram köprülerde kırılma yüklemesini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceledikleri çalışmalarında yükleme gövdenin merkezinden yapmışlardır. Köprü modellerinde yükleme uniaksiyal yönde olmuştur ve XX aksındaki normal stress komponentleri YY ve ZZ aksına kıyasla esas rolü oynamıştır. Köprü modelinde en yüksek von mises stress'leri yükleme bölgelerinde ve copinge doğru uzanan arayüz bağlantı bölgesinin alt kısmında ortaya

çıkmiştir. Yüksek von mises stress konsantrasyonu gövdeden arayüz bağlantı bölgeleri boyunca copinglere uzanmıştır.

Campbell ve Sozio⁹⁶ 1988 yılındaki in vitro çalışmalarında tam seramik ve metal destekli seramik köprülerdeki kırıklar› incelemişlerdir. Buna göre; tam seramik köprülerde başarısızlığın arayüz bağlantı bölgelerinde vertikal çatlaklar şeklinde ortaya çıktığını, buna karşın metal destekli seramik köprülerde gövdenin girintili yüzeylerinde çatlaklar oluştuğunu bulmuşlardır. Bu tür başarısızlıklardan kaçınmak için tam seramik köprülerde arayüz bağlantı bölgelerinin uygun genişlik ve yükseklikte olması gerektiği bildirilmiştir⁵⁷. Arayüz bağlantı bölgelerinin minimum kritik boyutlar› kullanılan seramik ve core materyalinin türüne bağlıdır⁵⁷.

Raigrodski'nin¹⁴¹ bildirdiğine göre Kelly ve arkadaşları, tam porselen köprülerin kırılma dayanımının arayüz bağlantı bölgelerinin boyut, şekil ve pozisyonu ile gövdenin mesio-distal genişliğine bağlı olduğunu ve arayüz bağlantı bölgelerinin ve gövdenin uygun tasarım› çubuk kuralına yani arayüz bağlantısının genişliğinin bir katı, uzunluğunun küpü ile doğru orantılı olması kuralına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Bir 3-nokta bending testi, kırılğan materyaller için kullanılan başarısızlık modülüsünün (modulus of rupture) ve transvers eğilme dayanımını saptamada kullanılan en geçerli testtir¹⁴¹. Buna göre tam porselen köprülerin orta hatt›ndan yani gövdenin ortas›ndan uzun aks doğrultusunda okluzal kuvvet uygulandığında arayüz bağlantı bölgelerinin okluzal tarafında sıkışma, gingival tarafında gerilme stresi ortaya çıkmıştır. Bu gerilme stresi arayüz bağlantı bölgesinin gingival yüzeyinde mikro çatlak oluşumunu tetikler¹⁴¹.

Dental ve periodontal yapılarda olduğu gibi kuvvetin uygulandığı bölgelerin alt katmanlarında deforme olabilen yapılar mevcutsa; yükleme sonrasında oluşan strainler copingleri birbirine yakınlaştırır ve böylelikle destek dişler arasındaki açının artmasına neden olur. Yapıdaki deformasyon ne kadar fazla ise gerilme straini servikal bölgesine yaklaşır¹³². Augereau ve arkadaşlarının¹³² çalışmasında da modellerde gerilme straini arayüz bağlantı bölgelerinin servikal kısmında ortaya çıkmıştır.

Çalışmamızda her 2 yüklemede kuvvetleri sadece gövdenin merkezinden değil köprünün her 3 üyesine dağıtılarak uyguladık. Dolayısıyla yükleme sonucunda destek dişler arasındaki açıda belirgin bir artış oluşmadı. Bu nedenle yükleme sonucunda oluşan stresler arayüz bağlantılarının sadece gingival yüzünde değil, lingual yüzde ve bukkal yüzde de izlendi.

Buna göre tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre maksimum principle stress bulguları değerlendirildiğinde; her üç yöndeki yüklemelerde stresler molar ve premolar arayüz bağlantısında lingual yüzde orta kısımda veya gingival yüzde ortaya çıktı.

Maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan maksimum principle stress bulguları değerlendirildiğinde; vertikal yüklemelerde stresler molar ve premolar arayüz bağlantısında bukkal yüzün ortasında veya gingival yarıda ortaya çıktı. Oblik ve horizontal yüklemelerde ise molar ve premolar arayüz bağlantısında lingual yüzün ortasında veya gingival yarıda ortaya çıktı.

Tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre von mises stress bulguları değerlendirildiğinde; vertikal yüklemelerde stresler molar arayüz bağlantısında lingual yüzün ortasında, premolar arayüz bağlantısında lingual veya gingival yüzlerde ortaya çıktı. Oblik yüklemelerde stresler molar arayüz bağlantısında lingual yüzün ortasında veya gingival yarıda, premolar arayüz bağlantısında lingual yüzün gingival yarısında ve bukkal yüzde ortaya çıktı. Horizontal yüklemelerde stresler molar arayüz bağlantısında lingual yüzün ortasında veya gingival yarıda, premolar arayüz bağlantısında bukkal yüzün ortasında veya gingival yarıda ve gingival yüzde ortaya çıktı.

Maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan von mises stress bulguları değerlendirildiğinde; vertikal yüklemelerde stresler molar ve premolar arayüz bağlantısında bukkal yüzün ortasında veya gingival yarıda ortaya çıktı. Oblik yüklemelerde stresler molar arayüz bağlantısında lingual yüzün ortasında veya gingival yarıda, premolar arayüz bağlantısında bukkal yüzün ortasında veya gingival yarıda ortaya çıktı. Horizontal yüklemelerde stresler molar arayüz bağlantısında lingual ve bukkal yüzlerin ortasında veya gingival yarıda veya gingival yüzde, premolar arayüz bağlantısında bukkal yüzün ortasında veya gingival yarıda ortaya çıktı. Kırılgan materyaller için principal stress değeri önemlidir. Çünkü maksimum principle stress, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşur¹⁰⁰. Çalışmamızda incelediğimiz 4 farklı şekilde modellediğimiz 3 üyeli Procera AllCeram köprüde dinamik ve statik yüklemeler sonucunda ortaya çıkan maksimum principle stress değerleri, materyalin maksimum gerilme dayanımını aşmamalıdır. Kırılgan materyallerin dayanıklılığı genellikle eğilme (flexure / bending) ile ölçülür çünkü bu testin uygulanması salt gerilme (tensile) testine oranla daha kolaydır¹¹⁶. Bending esnasında materyalin bir yüzünde gerilme stresi maksimuma ulaşırken karşıt yüzünde sıkışma stresi en üst düzeydedir. Kırılgan materyaller genellikle gerilme karşısında başarısızlığa uğrar, bundan dolayı bending testleri gerilme dayanımı hakkında bilgi sağlar. Eğilme testlerinde, mekanik başarısızlığın olduğu noktadaki stres başarısızlık stresi olarak

açıklanabilir¹¹⁶. Zeng ve arkadaşları¹¹⁶ 1998 yılında yaptıkları çalışmada 0,5mm olarak hazırladıkları örneklerde Procera AllCeram materyalinde gerilme stresini $563,4 \pm 110,0$ MPa, 1mm olarak hazırladıkları örneklerde ise gerilme stresini $677,0 \pm 45,8$ MPa olarak bulmuşlardır.

Çalışmamızda tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre altyapı porseleninde oluşan maksimum principle stress bulguları 13,9 MPa ile 225 MPa arasında, maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan maksimum principle stress bulguları ise 6,74 MPa ile 97,1 MPa arasında değişmiştir. Dolayısıyla 4 farklı köprü modelinde her tip yüklemeye ortaya çıkan maksimum principle stress bulguları, Procera AllCeram materyalinin gerilme stresinden daha düşüktür. Bu durumda procera allceram köprülerin ağızda hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabileceğini söylemek mümkündür.

Streslerin ortaya çıktığı tüm bu bölgeler alt çene posterior bölge modellemeleri için geçerlidir, üst çene modellemeleri için bir kural olarak kabul edilemez. Çünkü tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde ve maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında, alt ve üst çenelerde fonksiyonel tüberküller ve tüberkül eğimleri farklı olduğu için kuvvetin uygulandığı bölgeler ve açılanmalar değişecektir. Buna bağlı olarak da stres birikimlerinin oluşacağı bölgelerin de farklı olabilme ihtimali vardır.

SONUÇLAR

1- Posterior bölgede hazırlanan 3 üniteli Procera AllCeram köprülerde arayüz bağlantısı tasarımının köprüde oluşan stres birikimini dolayısıyla kırılma direncini etkileyeceği saptanmıştır. Hem arayüz bağlantısının yüksekliğinin hem de gingival embrasur yarıçapının artışıyla ortaya çıkan düzgün geometri stres konsantrasyonunu azaltıp kırılma direncini arttırmıştır. Arayüz bağlantısı yüksekliği, estetik ve biyolojik faktörler elverdiğince yüksek hazırlanmalı; gingival embrasur bölgesinde kurvatür mümkün olduğunca geniş tutulmalı, makroçatlak rolü oynayabilecek keskin hatlardan kaçınılmalıdır.

2-Tüm modellerde hem von mises stress bulguları hem de maksimum principle stress bulguları incelendiğinde oluşan stres arayüz bağlantı bölgelerinin gingival yüzünde ve bukkal ve lingual yüzlerin gingival yarısında yoğunlaşmıştır. Bunun yanında molar arayüz bağlantısında oluşan stresler premolar arayüz bağlantısında oluşanlara kıyasla daha yoğun ve daha yaygın olmuştur. Dolayısıyla arayüz bağlantı bölgesinin gingival yüzünde keskin açılardan kaçınılmalı ve molar arayüz bağlantısı premolar arayüz bağlantısına göre daha hacimli hazırlanmalıdır.

ÖZET

CAD-CAM Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

Bu çalışmada; mandibular posterior bölgede hazırlanan tam porselen Procera AllCeram köprülerde arayüz bağlantısı tasarımlarının kırılma direncine etkisi incelendi. Sonlu elemanlar stres analizi için, 2 farklı okluzo- gingival arayüz bağlantısı yüksekliğine ve 2 farklı gingival embrasur yarıçapına sahip olacak şekilde 242829–287581 arasında tetrahedron elemandan oluşan 4 farklı köprü modeli, 3 boyutlu tarayıcı ile taranması yapılmış dişlerden ve kadavra mandibulasından yararlanılarak hazırlandı.

2 farklı yükleme tipinde, 3 farklı ekseninde yükleme yapıldı. 1. yükleme tipinde, tüberkül-marjinal sırt ilişkisine göre vertikal ekseninde 470N, oblik ekseninde 940N ve horizontal ekseninde 135N kuvvet uygulandı. 2. yükleme tipinde çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde fonksiyonel tüberkül tepelerine vertikal ekseninde 188N, oblik ekseninde 376N ve horizontal ekseninde 54N kuvvet uygulandı. 4 farklı köprü modelinde oluşan von mises stress ve maksimum principle stress bulguları değerlendirildi.

Analizler incelendiğinde tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde ve maksimum çiğneme kuvveti uygulandığında vertikal, oblik ve horizontal yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stres birikimlerinin farklı bölgelerde ortaya çıktığı görüldü. Buna ilave olarak, hem arayüz bağlantısının yüksekliğinin hem de gingival embrasur yarıçapının artışıyla ortaya çıkan düzgün geometrinin stres konsantrasyonunu azalttığı yani kırılma direncini arttırdığı sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler:

Procera AllCeram, arayüz bölgesi, sonlu elemanlar stres analizi

SUMMARY

The Investigation of The Effect of Connector Design of The All-ceramic Posterior Fixed Partial Dentures Manufactured by CAD-CAM systems on The Fracture Resistance by Finite Element Stress Analysis

In this study, effects of connector designs of all porcelain Procera AllCeram fixed partial dentures which are placed just posterior mandibular region on the distribution of stress were investigated. For the finite element stress analysis, 4 different bridge models which are consisted of 2 different occluso-gingival connector height, 2 different gingival embrasure radius and between 242829-287581 tetrahedral elements was developed by utilizing the teeth which were scanned with 3-dimensional scanner and the human cadaver mandible.

Loading was applied in two different types and 3 different axis. In 1. loading type, vertical forces of 470N, oblique forces of 940N and horizontal forces of 135N was applied according to the relationship of cusp- marginal ridge. In 2. loading type, vertical forces of 188N, oblique forces of 376N and horizontal forces of 54N was applied on apex of cusps according to the simulation of chewing forces. Von Mises Stresses and maximum principle stresses were investigated in 4 different bridge model.

When the analysis are examined we can say that the stresses that became after the forces are applied in vertical, oblique and horizontal directions in the relations of cusp-marginal ridge and maximum chewing forces are occurred in different places. In addition, the stress concentration is decreased hence the fracture resistance is increased by not only the increase of the height of connector, but also the increase of the radius of gingival embrasure.

Key Words:

Procera AllCeram, connector, finite element stress analysis

KAYNAKLAR:

1-McLaren E A, Terry D A. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Comp Contin Educ Dent* 2002; 23(7): 637- 53.

2-Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1996; 9(5): 434- 9.

3-May K B, Russell M M, Razzoog M E, Lang B R. Precision of fit: Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 394- 404.

4-Sulaiman F, Chai J, Jameson L M, Wozniak W T. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10(5): 478- 84.

5-Pallis K, Griggs J A, Woody R D, Guillen G E, Miller A W. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; 91(6): 561-9.

6-Wagner W C, Chu T M. Biaxial strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 140-4.

7-Akın E. Diş hekimliğinde porselen. 2. baskı. İstanbul: İ. Ü. Diş Hek Fak Yayınları; 1983.

8-Mc Lean J W. The science and art of dental ceramics, vol. 1: The nature of dental ceramics and their clinical use. 1th ed. Illinois: Quintessence Pub. Co;1979.

9-Kelly J R, Campbell S D. Ceramics in dentistry. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1): 18-32.

10-Wildgoose D G, Johnson A, Winstanley R B. Glass/ Ceramic/ Refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004; 91(2): 136-43.

11-Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram alumina and spinell ceramics. *Int J Prosthodont* 1997; 10(5): 459- 66.

12-Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramics crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7(4): 329-38.

13-Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont* 1989; 2(4): 376-84.

14-Cattell M J, Chadwick J C, Knowles J C, Clarke R L, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dent Mater* 2001; 17(1): 21- 33.

15-Mormann W, Bindle A. All-ceramic, chair-side computer aided design/ computer aided machining restorations. *Dent Clin N Am* 2002; 46(2): 405- 26.

16-Andersson M, Razzoog M E, Oden A, Hegenbarth E A, Lang B R. Procera: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998; 29(5): 285- 96.

17-Rosenblum M A, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(3): 297- 307.

18-Yavuzyılmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. 2. baskı. Ankara: G. Ü. Diş Hek Fak Yayınları; 1996.

19-Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Doktora Tezi. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2002.

20- Taşveren S, Özdemir A K. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal destekli porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg* 2005; 8(2):128-32.

21-Hobo S, Iwata T. A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic materials. I. Theoretical consideration. *Quintessence Int* 1985; 16(6): 451- 8.

22-Mc Lean J W. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85(1): 61- 6.

23-O'Brien W J. Dental materials and their selection. 2nd ed. Illinois: Quintessence Pub Co; 1997.

24-Wall G J, Cipra L D. Alternative crown systems. *Dent Clin N Am* 1992; 36 (3): 765- 81.

25-Christensen GJ. Porcelain fused to metal vs. nonmetal crowns. *J Am Dent Assoc* 1999; 130(3): 409-11.

26-Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int 1992; 23(1): 25- 31.

27-Gökçe S H. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1999.

28-Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1999.

29-Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm seramik kronlar. 1. baskı. İzmir: Meta Basım Matbaacılık; 2002.

30-Oktay H G. Tüm seramik sistemler. E. Ü. Diş Hek Fak Derg 2003; 24: 11- 6.

31-Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2000; 10(2): 79- 89.

32-Memikoğlu M M. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In-Vitro ve In-Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaların Yönünden İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1997.

33-Rosenstiel S F, Porter S S, Johnston W M. Colour measurement of all-ceramic crown systems. J Oral Rehabil 1989; 16(5): 491-501.

34-Malament K A. Prosthodontics: Achieving quality esthetic dentistry. J Am Dent Assoc 2000; 131(12): 1742- 9.

35-Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. baskı. Ankara: A. Ü. Basımevi; 1993.

36-Hondrum S O. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent 1992; 67(6): 859- 65.

37-Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom B O, Tillberg A. Clinical examination of leucite reinforced glass ceramic crowns (empress) in general practice: A retrospective study. Int J Prosthodont 1999; 12(2): 122- 8.

38-Apholt W, Bindl A, Luthy H, Mormann W H. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-alumina and InCeram-zirconia bars. Dent Mater 2001; 17(3): 260- 7.

39-Sozio R B, Riley E J. The shrink-free ceramic crown. J Prosthet Dent 1983; 49(2): 182- 7.

40-Blatz M B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int 2002; 33(6): 415- 26.

41-Seghi R R, Sorensen J A, Engleman M, Rosenstiel S F, Bauer P. Flextural strength of new ceramic materials IADR abstract no: 1521. J Dent Res 1991; 70: 221- 5.

42-Yüksel G. Tekrarlanan Fırınlama İşlemlerinin IPS Empress Sistem İle Hazırlanan Kronların Kenar Uyumuna Etkisi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1996.

43-Alkumru H N, Kedici S. Porselen jaket kron yapımında yeni bir materyal ve teknik; Hi-Ceram. Oral Dergisi 1988; 5: 20- 4.

44-Probster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int 1992; 23(1): 25- 31.

45-Erçoban E. İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip In-Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarına Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1998.

46-Antonson G S A. Işık İle Sertleşen ve Dual-Cure Rezin Simanların Farklı Renk, Kalınlık ve Yüzey Pürüzlendirme Koşullarındaki All-Seramikler İle Kullanıldığında Polimerizasyon Etkinliğinin Matematiksel Olarak Belirlenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1999.

47-Ledoux P M, Ledoux W R, Weinberg R. A bond strength study of luted castable ceramic restorations. J Dent Res 1989; 68(5): 823- 5.

48-Yen T W, Blackman R B, Baez R J. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. J Prosthet Dent 1993; 70(3): 224- 33.

49-Brochu J F, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations- A literature review. J Can Dent Assoc 2002; 68(4): 233- 7.

50-Albakry M, Guazzato M, Swayn M V. Biaxial flextural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic dental materials. J Prosthet Dent 2003; 89(4): 374- 80.

51-Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass –ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabil 2002; 29(10): 951-5.

52-Oyar P. Farklı Diş Preparasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2002.

53-Oh S, Dong J, Lüthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000; 13(6): 468- 72.

54-Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics. Dent Mater 2004; 20(5): 441- 8.

55-Dahlmo K I, Andersson M, Gellerstedt M, Karlsson S. On a new method to assess the accuracy of a CAD program. Int J Prosthodont 2001; 14(3): 276- 83.

56-Stumpell L J, Haechler W H. The all-ceramic cantilever bridge: A variation on a theme. Comp Contin Educ Dent 2001; 22(1): 45- 52.

57-Raigrodski A J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. Dent Clin N Am 2004; 48(2): 531- 44.

58-Addi S, Hedayati A, Poya A, Sjögren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM- manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. J Dent 2002; 30(1): 53- 8.

59-Crispin B J. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. Dent Clin N Am 1992; 36(3): 797- 807.

60-Chen C H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. J Dent 1998; 26(1): 53- 8.

61-Jedynakiewicz N M, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. Biomater 2001; 22(7): 749- 52.

62-Denissen H, Dozic A, Zel J V D, Waas M V. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84(5): 506- 13.

63-3M ESPE. Lava all ceramic system, technical product profile. St. Paul, MN: 3M IPC; 2002.

64-Martin N, Jedynakiewicz N M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: A systematic review. *Dent Mater* 1999; 15(1): 54-61.

65-Martin N, Jedynakiewicz N M. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dent Mater* 2000; 16: 68- 74.

66-Chai J, Takashashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager E P. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13(5): 420-4.

67-Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer H C, Hegenbart E A. The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20(2): 151- 61.

68- Smedberg J, Ekenback J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1998; 11(2): 145- 9.

69- Al-Dohan H M, Yaman P, Denisson J B, Razzoog M E, Lang B R. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 349- 55.

70-Blatz M B, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 356- 62.

71-Bonnard P, Hermans M, Adriaenssens P, Daelemans P, Malevez C. Anterior esthetic rehabilitation on teeth and dental implants optimized with procera technology: A case report. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13(3): 163- 71.

72-Razzoog M E, Lang L A, McAndrew S. AllCeram crowns for single replacement implant abutments. *J Prosthet Dent* 1997; 78(5): 486- 9.

73-Kucey B K S, Fraser D C. Procera abutment-the fifth generation abutment for dental implants. J Can Dent Assoc 2000; 66(8): 445- 9.

74-Russell M M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog M E, Lang B R. A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. Quintessence Int 1995; 26(11): 757- 63.

75-Dwan A, Yaman P, Razzoog M E, Wang R F. Effect of cement on fracture resistance of all-ceramic crowns (abstract 2136). J Dent Res 1996; 75: 284.

76-Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 1998; 80(4): 450-6.

77-Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10,5 years: A prospective clinical study. Int J Prosthodont 2001; 14(6): 504-9.

78-Piconi C, Maccauro G. Zirkonia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999; 20(1): 1- 25.

79-Tinschert J, Natt G, Mautsch W. Fracture resistance of lithium disilicate, and alumina, and zirkonia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14(3): 231- 8.

80-McLaren E A. AllCeramic alternatives to conventional metal ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent 1998; 19(3): 307-12.

81-Blatz M B, Sadan A, Arch G H, Lang B R. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram restorations with a modified resin luting agent. J Prosthet Dent 2003; 89(4): 381- 7.

82-Oden A, Arvidson K, Krystek-Ondracek L, Magnusson D, Molin M, Salomonson J. Procera AllCeram bridges (Abstract). Int J Prosthodont 1999; 12(5): 452.

83-Lövgren R, Andersson A, Carlsson G E, Odman P. Prospective clinical 5-Year study of ceramic-veneered titanium restorations with Procera system. J Prosthet Dent 2000; 84(5): 514- 21.

84-Ølilo G, Törnquist A, Durling D, Andersson M. All-ceramic crowns and preparation characteristics: A mathematic approach. Int J Prosthodont 2003; 16(3): 301- 6.

85-Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera Allceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; 36(2): 105-13.

86-Blixt M, Adamczak E, Linden L, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely-sintered alumina surfaces: Effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 2000; 13(3): 221-6.

87-Wen M Y, Mueller H J, Chai J, Wozniak W T. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12(6): 534-41.

88-Boening K W, Wolf B H, Schmidt A E, Kastner K, Walter M H. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84(4): 419- 24.

89-Hefferman M J, Aquilino S A, Diaz-Arnold A M, Haselton D R, Stanford C M, Vargas M A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 4- 9.

90- Hefferman M J, Aquilino S A, Diaz-Arnold A M, Haselton D R, Stanford C M, Vargas M A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 10- 5.

91-Carollo J A. All-ceramic, three-unit bridges: An esthetic choice. *Comp Contin Educ Dent* 2003; 24(3): 218-27.

92-Caputo A A, Standlee J P. *Biomechanics in clinical dentistry*. 1th ed. Illinois: Quintessence Pub. Co; 1987.

93-Mc Lean J W. *The science and art of dental ceramics*, Vol. 2: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. 2nd ed. Illinois: Quintessence Pub. Co; 1982.

94-Rosenstiel S F, Land M F, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 2nd ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co; 1988.

95-Abu-Hassan M I, Abu-Hammad O A, Harrison A. Strain and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. *J Oral Rehabil* 1998; 25(7): 490- 5.

96-Campbell S D, Sozio R B. Evaluation of fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1988; 59(3): 301- 6.

97-Kelly J R, Tesk J A, Sorensen J A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modelling. J Dent Res 1995; 74(6): 1253-8.

98-Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res 2002; 81(9): 623- 7.

99-Craig R G. Restorative dental materials. 9th ed. St. Louis: Mosby Year Book Inc; 1993.

100-Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.

101-Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1995.

102-Keyak J H, Meagher J M, Skinner H B, Mote C D Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: A new method. J Biomed Eng 1990 Sep;12(5): 389-97.

103-Keyak J H, Fourkas M G, Meagher J M, Skinner H B. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. J Biomed Eng 1993; 15(6): 505- 9.

104-Korioto T W P, Ramilly D P, Hannam A G. 3-D finite element modelling and validation of a dentate human mandible. Am J Phys Anthropol 1992; 88: 69- 96.

105-Baiamonte T, Abbate M F, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. J Oral Implantol 1996; 22(2): 104- 10.

106-Benzing U R, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant- prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(2): 188-98.

107-Sağesen L E M. İçi Boş Silindir (Hollow Silindir) İmplant Destekli Overdenturelarda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.

108-Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, No:23. 2. baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003.

109-Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. G Ü Diş Hek Fak Derg 1998; 15(1-2-3): 61-7.

110-Meijer H J A, Starmans F J M, Steen W H A, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus implants in an edentulous mandible. Int J Prosthodont 1994; 7(3): 271-9.

111-Meijer H J A, Starmans F J M, Bosman F. A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Archs Oral Biol 1993; 38(6): 491- 6.

112-Rees J S. Investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil 2001; 28(5): 425- 32.

113-Hojjatie B, Anusavice K J. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. J Biomechanics 1990; 23(11): 1157- 66.

114-Jager N D, Pallav P, Feilzer A J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater 2005; 21(3): 242- 51.

115-Lang B, Wang RF, Vasilic M. Finite element analysis: load to fracture of the Procera All-Ceramic bridge [online]. 2003 [cited 2003Feb13]. Available from: URL: http://www.umich.edu/~nbumictr/Restorative_procera/allceram/allceram_bridge/reports/loadtofracture.html.

116-Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont 1998; 11(2): 183- 9.

117-Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res 1983; 62(2): 82- 6.

118-Farah J W, Craig R G, Meroueh K A. Finite element analysis of a mandibular model. J Oral Rehabil 1988; 15(6): 615- 24.

119-Gross M D, Arbel G, Hershkovitz I. Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *J Oral Rehabil* 2001; 28(7): 684- 94.

120-Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 350- 6.

121-Korioth T W P, Johann A R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* 1999; 82(1): 67- 72.

122-Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models- Part 2 (Effect of horizontal load). *J Cran Maxillofac Sur* 2003; 31(3): 168-73.

123-Farah J W, Craig R G, Meroueh K A. Finite element analysis of three and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989; 16(6): 603-11.

124-Magne P, Perakis N, Besler U C, Krejci I. Stress distribution of inlay- anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5): 516- 27.

125-Anusavice K J, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont* 1992; 5(4): 351-8.

126-Aydın A K, Tekkaya A E. Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J Prosthet Dent* 1992; 68(6): 879- 84.

127-Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003; 30(8): 818-22.

128-Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne S C, Felton D A. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5): 435- 41.

129-Awadalla H A, Azarbal M, Ismail Y H, El-Ibiari W. 3-dimensional finite element analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 243- 8.

130-Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin bonded bridges: A 3-dimensional finite element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996; 104(4): 390- 5.

131-Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82(3): 238-42.

132-Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design, part 1. influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Invest* 1998; 2(1): 36- 9.

133-Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne S C, Felton D A. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27(10): 701- 6.

134-Geng J, Tan K B S, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585- 98.

135-Van Oosterwyck H, Duyck J, Van der Sloten J, Van der Perre G, Jansen J, Wevers M, Naert I. The use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants. *J Oral Implant* 2000; 26(1): 5- 12.

136-Yalçın E. Maxiller Anterior Bölgede İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Farklı Tasarımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2003.

137-Desjardins R P. Implants for the edentulous patient. *Dent Clin North Am* 1996; 40(1): 195- 215.

138-Hubar J S. Quantification of the lamina dura. *J Can Dent Assoc* 1993; 59(12): 997-1000.

139-Newman M G, Takei H H, Carranza F A. Clinical periodontology, 9th ed. W.B. Philadelphia: Saunders Com; 2002.

140-Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera Allceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 154- 60.

141-Raigrodski A J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 557- 62.

142-Oh W, Annusavice K J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5): 536- 42.

143-Clelland N L, Ismail Y H, Zaki H S, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 391-8.

144-Hart R T, Hennebel W, Throngpreda N, Van Buskirk W C, Anderson R C. Modelling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element stress study. *J Biomechanics* 1992; 25(3): 261-86.

145-Doğan A, Doğan O M. Okluzal morfoloji. 1.baskı. Ankara: Önder Matbaa; 1986.

146-Craig J M, Powers J M. Restorative dental materials.1th ed. St. Louis: Mosby Co; 2002.

147-Koolstra J H, Van Eijden T M G J, Weijs W A, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomechanics* 1988; 21(7): 563-76.

148-Meijer H J A, Starmans F J M, Steen W H A, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994; 21(1): 47-56.

149- Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. 1. baskı. İzmir: E. Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları; 2002.

150- Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L J, Hammerle C H F. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21(10): 930-7.

151- Raigrodski A J, Chiche G J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 520-5.

TEŞEKKÜR

Tez çalıŐmalarım sűresince benden yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen bűlűm başkanımız sayın Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a, tez danışmanım sayın Prof. Dr. Suat YALUĐ'a, aileme ve canım eŐim Kıvanç ERSOY'a teŐekkűrlerimi borç bilirim.

ÖZGEÇMİŞ

Ad›: Esra Çiğdem

Soyad›: (KURT) ERSOY

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara 25.11.1979

Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dal› (2002-2007)

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (1997-2002)

Yabancı Dili: İngilizce