T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

LAMİNATE VENEERLERDE TERMAL VE YÜKLEME KUVVETLERİNİN OLUŞTURDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR METODU İLE İNCELENMESİ

Dt. Özlem ÜSTÜN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK

KONYA-2008

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ **1**

1.1. Laminate veneerler……3

1.1.1. Laminate veneerlerin endikasyonları……4

1.1.2. Laminate veneerlerin kontrendikasyonları.……... 4

1.1.3. Laminate veneer yapım yöntemleri……... 5

1.1.3.A. Direkt uygulanan laminate veneerler:…… 5

1.1.3.B. İndirekt uygulanan laminate veneerler…… 5

1.2. Porselen laminate veneerler……..7

1.2.1. Porselen laminate veneer preparasyonu…….....7

1.2.2. Laminate veneer yapımında kullanılan porselen sistemleri…….....10

1.2.2.A. Konvansiyonel feldspatik dental seramikler…… 11

1.2.2.B. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler……... 12

1.2.2.C. Dökülebilir cam seramikler…….....14

1.2.2.D. Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler…… 15

1.2.2.E. Bilgisayar desteği ile hazırlanan seramikler…….17

1.2.3. Simantasyon……19

1.2.3.A. Rezin simanlar…….....19

1.3. Stres analiz yöntemleri……24

1.3.1. Maddenin mekanik özellikleri……. 24

1.3.2. Stres analiz yöntemleri…….27

1.3.3. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi…….. 29

2. GEREÇ VE YÖNTEM……34

2.1. Üç farklı preparasyon tipi ve iki farklı porselen kalınlığı uygulanan modellerde stres analizi……38

2.2. Farklı porselen tipleri uygulanan modellerde stres analizi……. 39

2.3. Termal stres analizi……40

3. BULGULAR……41

3.1. Üç farklı preparasyon tipi ve 2 farklı porselen kalınlığı uygulanan modellerde stres analizi…… 41

3.1.1. Birinci durum……...41
3.1.2. İkinci durum……46
3.1.3. Üçüncü durum……..51
3.1.4. Dördüncü durum…….. 56
3.1.5. Beşinci durum…….. 61
3.1.6. Altıncı durum……... 66
3.2. Farklı porselen tipleri uygulanan modellerde stres analizi……. 71
3.2.1. Ips e-max için stres dağılımları……71
3.2.2. In-ceram için stres dağılımları……. 72
3.2.3. Ceramco için stres dağılımları……. 74
3.2.4. Cercon için stres dağılımları…… 75
3.3. Termal stres analizi……77
3.3.1. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerindeki stres dağılım bulguları…. 77
3.3.1.A. Ceramco için termal stres dağılım bulguları…… 77
3.3.1.B. Ips e-max için termal stres dağılım bulguları……...78
3.3.1.C. Cercon için termal stres dağılım bulguları……... 80
3.3.1.D. In ceram için termal stres dağılım bulguları…… 81
3.3.2. 5ºC soğuk uygulaması sonrası modeller üzerindeki stres dağılım bulguları…….... 82
3.3.2.A. Ceramco için termal stres dağılım bulguları…… 82
3.3.2.B. Ips e-max için termal stres dağılım bulguları……...83
3.3.2.C. Cercon için termal stres dağılım bulguları……... 84
3.3.2.D. In ceram için termal stres dağılım bulguları…… 85
3.4. Üç farklı preparasyon tipi ve iki farklı porselen kalınlığı uygulanan modellerdeki stres miktarlarının grafiksel analizi..……87
3.5. Farklı porselen tipleri uygulanan modellerdeki stres miktarlarının grafiksel analizi……88
3.6. Termal stres değerlerinin grafiksel analizi……..89
4. TARTIŞMA …….90
5. SONUÇ VE ÖNERİLER……...106
6. ÖZET…… 107
7. SUMMARY…… 108

8. KAYNAKLAR……... 109
9. ÖZGEÇMİŞ…….. 116
10. TEŞEKKÜR……. 117

RESİM ve ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1. Porselen laminate veneer yapımında uygulanan preparasyon teknikleri…….. 10
Şekil 2.1. Maksiller 1. keserin iki boyutlu matematiksel modeli…….. 35
Şekil 2.2. İki boyutlu matematiksel modelin üç boyutlu modele dönüştürülmesi…… 35
Şekil 2.3. Maksiller 1. keserin üç boyutlu matematiksel modelleri…….. 35
Şekil 2.4. Maksiller 1.keser diş modelinin sınır koşulları……. 36
Şekil 2.5. Kuvvet uygulama açıları……39
Şekil 3.1. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……..41
Şekil 3.2. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…….. 42
Şekil 3.3. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları….. 42
Şekil 3.4. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...……..43
Şekil.3.5. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı……44
Şekil 3.6. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…….....44
Şekil 3.7. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...45
Şekil 3.8. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…….. 45
Şekil 3.9. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…….……46
Şekil 3.10. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…….46
Şekil 3.11. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 47
Şekil 3.12. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…….47
Şekil 3.13. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...48
Şekil 3.14. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…….…. 49
Şekil 3.15. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…….49
Şekil 3.16. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……50
Şekil 3.17. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı……50
Şekil 3.18. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitinde stres dağılımları……..51

Şekil 3.19. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……51
Şekil 3.20. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları……... 52
Şekil 3.21. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları ……52
Şekil 3.22. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...53
Şekil 3.23. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları……...……... 53
Şekil 3.24. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……..54
Şekil 3.25. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…….....54
Şekil 3.26. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 55
Şekil 3.27. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……..55
Şekil 3.28. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……..…56
Şekil 3.29. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 57
Şekil 3.30. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……...……..57
Şekil 3.31. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...58
Şekil 3.32. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…….. 58
Şekil 3.33. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……..59
Şekil 3.34. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…….....59
Şekil 3.35. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları……... 60
Şekil 3.36. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları….....60
Şekil 3.37. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……61
Şekil 3.38. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 62
Şekil 3.39. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……..… 62
Şekil 3.40. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……...63
Şekil 3.41. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…….. 63

Şekil 3.42. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 64
Şekil 3.43. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……64
Şekil 3.44. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı……65
Şekil 3.45. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……..65
Şekil 3.46. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……66
Şekil 3.47. 0°'lik kuvvet altında ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 67
Şekil 3.48. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 67
Şekil 3.49. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…….. 68
Şekil 3.50. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları……..... 68
Şekil 3.51. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 69
Şekil 3.52. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……..... 69
Şekil 3.53. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 70
Şekil 3.54. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 70
Şekil 3.55. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…… 71
Şekil 3.56. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 72
Şekil 3.57. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları……72
Şekil 3.58. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……73
Şekil 3.59. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları……..... 73
Şekil 3.60. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları.… 74
Şekil 3.61. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları…….....74
Şekil 3.62. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları …….. 75
Şekil 3.63. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…. 75
Şekil 3.64. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları……76
Şekil 3.65. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları…… 76
Şekil 3.66. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları…. 77

Şekil 3.67. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……78
Şekil 3.68. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları……78
Şekil 3.69. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……....79
Şekil 3.70. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları…….79
Şekil 3.71. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……80
Şekil 3.72. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları……..80
Şekil 3.73. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……...81
Şekil 3.74. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları…… 81
Şekil 3.75. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……..... 82
Şekil 3.76. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları…… 83
Şekil 3.77. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……. 83
Şekil 3.78. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları…… 84
Şekil 3.79. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……... 84
Şekil 3.80. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları……. 85
Şekil 3.81. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları……. 85
Şekil 3.82. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları……..86

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Modellere ait düğüm sayıları……..…. 37
Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan materyallerin ve diş dokularının elastik modülüs ve poisson oranı değerleri ……. 37
Tablo 2.3. Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modellerin özellikleri……. 38
Tablo 2.4. Çalışmada kullanılan materyallerin termal özellikleri ve referanslar……..... 40
Tablo 3.1. Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modeller ve özellikleri……..…. 88

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 1.1. Stres-Strain eğrisi…….. 26
Grafik 1.2. Elastisite modülü ……..……. 27
Grafik 3.1. Farklı preparasyon tipleri ve porselen kalınlıkları uygulanan ana modellerin 0°, 60° ve 120°'lik açılarla uygulanan fonksiyonel kuvvetler altındaki maksimum stres miktarları……....87
Grafik 3.2. Farklı porselen tipleri uygulanan ana modellerdeki maksimum stres miktarları..... 88
Grafik 3.3. Termal değişimlerdeki maksimum stres değerleri ……...……. 89

KISALTMALAR

µm: Mikrometre

°C: Santigrat Derece

MPa: Megapaskal

Є: Strain

σ: Stres

E: Elastisite Modülü

Nm: Nanometre

Mm: Milimetre

PLV: Porselen Laminate Veneer

CAD: Bilgisayar Destekli Dizayn

CAM: Bilgisayar Destekli Üretim

1. GİRİŞ

Son yıllarda dişhekimliğinde hastaların sosyal yaşam standartlarının artmasına bağlı olarak estetik beklentileri de artmıştır. Günümüzde hastalar kozmetik restorasyonlara ve insanın dış görünüşünün anahtarı olan dişlere eskiye oranla daha büyük önem vermektedirler. Estetik dişhekimliğinin amacı, estetiği sağlayarak insanların psikososyal güvenlerini arttırmaktır. Bunun için de güzel ve sağlıklı gülüşleri hedefler. Sağlıklı gülüşler, güzel bir morfoloji ve fonksiyonun birlikte bir uyum içerisinde olmasıyla mümkündür.

Estetik eski çağlardan bu yana insanoğlunun oldukça önem verdiği konulardan biri olmuştur. Estetik sözcügü Yunanca ‘‘aisthesis’’ kelimesinden gelir. Estetik güzellik anlayışını ifade eder. Ancak, güzellik tamamen subjektif bir kavramdır ve günümüzde daha çok doğallık olarak kabul edilir. Protez terminolojisinde estetik ise, kişilerin güzellik, karakter ve çekiciliğini etkileyen kozmetik etki şeklidir. Maksimum estetiği sağlamak protetik diş tedavisinin amaçlarından biri olmalıdır. Bu da kullanılacak metot ve materyallerin iyi bilinmesi ve uygulanmasıyla mümkündür.

Günümüzde; gelişen teknoloji ve yükselen hayat standardı, estetik beklenti anlayışının değişimine öncülük ederken, daha az madde kaybı ile daha estetik ve biyouyumlu restorasyonların gelişimini sağlamıştır. Özellikle anterior grup dişlerde hekimler, her geçen gün gelişen teknik ve materyaller nedeniyle daha konservatif arayışlar içerisine girmişlerdir. Laminate veneerler, bu arayışın sonucunda ortaya çıkan ve dişte minimum preparasyon ile optimum estetiği sağlayan restorasyonlardır.

Zaman içerisinde teknolojik gelişimle birlikte akrilik ve kompozit gibi pek çok materyal laminate veneer uygulamalarında denenmiş ancak porselenler, diğerlerine oranla üstün özellikleri sebebiyle en çok uygulanan materyaller olmuşlardır. Porselen laminate veneerlerin kompozit restorasyonlara göre pek çok avantajı bulunmaktadır. Estetik olması, abrazyon ve renklenmeye karşı direnci, gingival dokular tarafından iyi tolere edilen bir materyal olması ve asitlenerek kompozit rezinlerle dişe yapıştırıldığında, yüksek bağlanma dayanımı göstermesi porselen laminate veneerlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır.

Son derece estetik olan laminate veneerlerin başarısı, ancak doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği ile bütünleşecektir. Bu tür restorasyonların

yapıştırılmasında önceleri çinko fosfat simanlar daha sonraları ise cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Kırılma, retansiyon problemleri ve estetik sorunlar rezin simanların gelişmesine neden olmuştur.

Porselen veneerlerin başarısında belirleyici bir diğer faktör de, preparasyon şekli ve basamak formudur. Preparasyon esnasında oluşturulan basamak, fonksiyonel kuvvetlerin dişe dengeli dağılmasını sağlarken restorasyonun statik gücünü de arttırmaktadır. Porselen restorasyonlarda önemli bir özellik olan dayanıklılık ise, belirli bir kalınlığın oluşturulmasıyla sağlanabilir. Aşırı konturlu ya da çok ince yapılan veneerler, fonksiyonel ve termal kuvvetlerle oluşan streslere karşı koyamaz ve klinik başarısızlık sergilerler. Bu durum yeterli ve dengeli preparasyonun gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Anterior dişlerin fonksiyonel kuvvetlerin etkisi altında olmaları, bu tür uygulamaların retansiyon ve porselenin kırılma direnci açısından başarısının tartışılmasına sebep olmuştur. Fonksiyonel kuvvetlere ilaveten ağız ortamının değişken ısılara maruz kalması, restoratif materyallerle doğal diş dokuları arasındaki termal katsayı farklılıklarından dolayı laminate veneerlerin klinik ömrünü kısaltmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak, 3 farklı preparasyon (featheredge, insizal bevel ve overlapped), 2 farklı porselen kalınlığı (0.5 mm ve 1 mm) ve 100 µm siman kalınlığı uygulanarak hazırlanmış porselen laminate restorasyonların 0°, 60° ve 120° açı ile gelen fonksiyonel yükler altındaki durumlarının ve dişe intikal eden gerilimlerin incelenmesidir. Ayrıca, 4 farklı porselen sistemi uygulanan laminate veneerlerde, fonksiyonel yüklerin diş ve porselenin yapısında yarattığı streslerin karşılaştırılıp, 0°C ile 60°C arasındaki oral sıcaklık değişikliklerinin porselen laminate veneerler üzerindeki etkisinin belirlenmesidir.

1. 1. Laminate Veneerler

Ön grup dişlerde görülen renk, şekil, yapı ve konum bozuklukları estetik açıdan büyük sorunlar yaratmaktadır. Bu sorunları gidermek için önceleri klasik olarak başvurulan yöntem, bu dişlerin kron ile kaplanmasıydı. Ancak bu işlem için fazla miktarda diş kesimi yapılması genç bireylerde sorunlar yaratmakta ve yapılan kronlar ne kadar iyi yapılsa da, dişeti ve çevre dokularda harabiyetler oluşturmaktadır. Tüm bu problemleri gidermek amacıyla, ön grup dişlerde görülen bozukluklar için kronlara alternatif olarak, direkt veya indirekt kompozit veneerler kullanılmaya başlanmıştır. Ancak bu restorasyonlarda zamanla marjinal sızıntı sonucu renk değişimi ve yüzey özelliklerinin kaybolması nedeniyle, araştırıcılar yeni materyaller arayışına girmişlerdir (Aristidis ve Dimitra 2002). Günümüzde porselen laminate veneerler sıklıkla kullanılan restorasyonlar haline gelmiştir.

1930' larda Dr. Pincus'un Hollywood artistlerine yaptığı restorasyonlar ilk laminate veneerler olarak bildirilmektedir. 1970' lerde Dr. Frank Faunce, tek parça prefabrik akrilik rezin laminate veneerleri tanımlamıştır. Daha sonra 1983’ de Horn, porselen laminate veneerlerle ilgili çalışmalarında platin foli yöntemi uygulamıştır, 1985'de Hobo ve Iwata ise dökülebilir apatitten laminate veneer yapım yöntemini tanımlamışlardır. Son yıllarda ise; asitle pürüzlendirilmiş porselene uygulanan silanın porselen ile rezin arasında bağlantıyı güçlendirmesi ile bu çalışmalar hızlanmış ve günümüze kadar gelmiştir (Nalbant ve Ömeroğlu 2000).

Laminate veneerlerin avantajları;

- Optimum estetik sağlarlar.
- Minimum diş preparasyonu gerektirmeleri nedeniyle konservatiftirler.
- Preparasyon yapılmadığı durumlarda geri dönüşümü olan bir uygulamadır.
- Periodontal dokulara zarar verilmez.
- Genellikle anestezi yapılmasına gerek yoktur.
- Pulpa zarar görmez.
- Preparasyon, kurallara uygun yapıldığı takdirde aşırı kontur oluşturmaz.
- Mine sınırları içinde preparasyon yapıldığı takdirde, geçici veneer uygulamasına gerek kalmaz (Clyde ve Gilmoure 1988, Goldstein ve ark. 1997, Üşümez 2001).

Dezavantajları;

- Tutuculuğu full kron uygulamalarına göre daha düşüktür.
- Porselen dışındaki materyaller kullanıldığında, zaman içerisinde renk değişimi, aşınma vb. değişiklikler görülebilir.
- Porselen veneerlerde kırılma ve çatlama riski vardır.
- Preparasyon yapılamadığı durumlarda aşırı kontur oluşturma riski vardır.
- Hassas çalışma gerektirir.
- Çok fazla preparasyon yapılmışsa geri dönüşümsüz bir işlemdir (Goldstein ve ark. 1997, Üşümez 2001).

1. 1. 1. Laminate veneerlerin endikasyonları

- Renklenmiş dişlerde; tetrasiklin, florozis, devitalizasyon veya yaşa bağlı renklenmeler,
- Beyazlatma ile sonuç alınamayan endodontik tedavi görmüş dişler,
- Diastemalı dişler,
- Malformasyona uğramış dişler,
- Mine defektleri olan dişler (mine hipoplazisi gibi),
- Çok sayıda restorasyonu olan dişlerde estetik düzenleme gerekliliği,
- Atrizyona, erozyona veya abrazyona uğramış dişler,
- Malokluzyonlar (Garber ve ark. 1988, Peumans ve ark. 2000, Magne ve Belser 2002).

1. 1. 2. Laminate veneerlerin kontrendikasyonları

- Class III vakalar,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olanlar,
- Uygun kenar sızdırmazlığının sağlanamayacağı, yeterli mine dokusu olmayan ve fazla dentin demineralizasyonu olan dişler,
- Aşırı florozisli dişler,
- Başa-baş kapanışı olan bireyler Oral hijyeni bozuk veya çürük insidansı yüksek bireyler,
- Yakın dövüş sporları ile uğraşanlar (Garber ve ark. 1988, Peumans ve ark. 2000, Magne ve Belser 2002),

1. 1. 3. Laminate Veneer yapım yöntemleri

Laminate veneer uygulaması temel olarak direkt ve indirekt yöntem olarak iki kategoriye ayrılabilir;

1. 1. 3. A. Direkt uygulanan laminate veneerler:

Bunlar, hekim tarafından direkt olarak ağız içerisinde uygulanan kompozit rezinlerdir. Diastema kapatılmasında, çapraşık veya rotasyonlu dişlerin düzeltilmesinde, florozis gibi lokalize renklenmelerin maskelenmesinde, mine hipoplazilerinde, erozyon ve abrazyon sonucu oluşan labial aşınmalarda endikedir. Günümüzde kompozit rezin materyallerin ve dentin adeziv sistemlerin gelişimine paralel olarak direkt kompozit veneer restorasyonların endikasyon alanları giderek genişlemiştir. Ancak kompozit rezinlerin diş dokusu ile iyi uyum, form, renk ve estetiklerine karşın, zaman içerisinde ortaya çıkan renk değişimi, yüzey boyanması, aşınmaya karşı düşük dirençleri ise laminate veneer uygulamalarındaki başarısızlıklarıdır (Kalender 2006).

1. 1. 3. B. İndirekt uygulanan laminate veneerler:

Direkt laminate veneerlerin çalışma zorluklarını gidermek ve daha üstün materyaller kullanarak estetik ve biyouyumlu restorasyonlar elde etmek amacıyla hastadan elde edilen çalışma modelleri üzerinde hazırlanan veya fabrikasyon olarak hazırlanmış laminate veneerlerin dişe uyumlanarak, bir ara bağlayıcı ajan ile simante edilmesi tekniğidir (Kılıçarslan 1997, Nalbant ve Ömeroğlu 2001).

İndirekt yöntemle laminate veneer yapım yöntemleri şu alt gruplara ayrılabilir;

1. Hazır akrilik dişlerden yapılan laminate veneerler
2. Mastique laminate veneerler
3. Akrilik laminate veneerler
4. Kompozit laminate veneerler
5. Porselen laminate veneerler (Kılıçarslan 1997, Nalbant ve Ömeroğlu 2001).

1. Hazır akrilik dişlerden yapılan laminate veneerler:

Fabrikasyon olarak hareketli protezlerde kullanılmak üzere hazırlanmış akrilik rezin dişlerin labial yüzeylerinin faset şeklinde kullanılmasıdır. Bu amaçla istenilen forma uygun olarak seçilmiş akrilik dişin palatinali yeterli kalınlıkta bir faset elde edilinceye kadar aşındırılır. Böylece elde edilen laminate veneer, bir ara bağlayıcı ajan

yardımıyla restore edilen dişe uygulanır. Bu şekilde elde edilecek laminate veneerlerin uygulanacak dişlere kolayca adapte edilemeyeceği, marjinal uyumsuzlukların önlenemeyeceği ve form oluştururken hazır yapının dışına çok fazla çıkılamayacağı gibi kısıtlamalar göz önüne alındığında, bu metodun günümüz koşullarında pek geçerliliği yoktur (Kılıçarslan 1997, Nalbant ve Ömeroğlu 2001).

2. Mastique laminate veneerler

Değişik boyutlarda üretilen plastik fasetler olup çeşitli firmalar bu setlerin içerisine yapıştırıcı ajan olarak kompozit materyalleri ilave etmişlerdir. Prepare edilmemiş dişlerden alınan ölçülerden hazırlanan alçı modeller üzerine uyumlandırılan mastique veneerler daha sonra dişlere set içerisinde bulunan kompozit materyalleri ile yapıştırılmaktadır. Bu materyallerin aşınmaya karşı dirençsiz olmaları, renklenmeleri, gingival dokular ile uyumluluğunun bulunmaması ve adaptasyonlarının zorluğu bu teknik için dezavantaj teşkil etmektedir (Nalbant ve Ömeroğlu 2001).

3. Akrilik laminate veneerler

Bu tip laminate veneerler, hastalardan ölçü alınarak elde edilen çalışma modelleri üzerine mum modelaj yapılıp daha sonra bu mum örneğin muflalama tekniği ile akriliğe dönüştürülmesi sonucunda veya model üzerinde hazırlanan akrilik rezinin ısı ve basınçla polimerize edilmesiyle elde edilirler. Bu şekilde elde edilen veneerler diş üzerinde kontrol edildikten sonra kompozit rezinlerle simante edilirler. Polimetil metakrilat yapıdaki materyallerin polimerizasyonuna bağlı olarak büzülmesi, termal şoklar karşısında dirençsiz oluşu, renk stabilitesinin olmaması, su emiliminin olması ve yapısındaki artık monomerlere bağlı olarak pulpada iritasyona neden olabileceği göz önüne alındığında artık bu amaca yönelik olarak çok uygun materyaller olmadıkları bilinmektedir (Kılıçarslan 1997).

4. Kompozit laminate veneerler

Akrilik veneerlerde olduğu gibi hastadan elde edilen çalışma modelleri üzerinde hazırlanırlar. Direkt laminate veneerlerin hazırlanmasında karşılaşılan çalışma zamanının kısıtlı olması, yüzeyin estetik detaylarını sağlamada zorluk, polimerizasyon büzülmesi gibi problemler bu metotla giderilmiştir. Bu teknik için kompozit materyaller, genellikle mikrodolduruculu veya hibrit rezinler tercih edilmektedir. Yapılarının yapıştırıcı rezinle aynı oluşu ve bunlarla kimyasal bağlanma sağlamaları bu tip veneerleri polimetil

metakrilat veneerlerden daha üstün kılmıştır. Yine de rezin materyaller termal değişikliklere uyumlu olmamaları, pulpada irritasyon oluşturabilmeleri, aşınma ve kırılmalara karşı yeterince dirençli olmamaları ve mikrosızıntı gösterebilmeleri indirekt laminate veneerler için dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca bu tip laminate veneerler, çok fazla fonksiyonel kontağın olduğu durumlarda sınırlı bağlanma gücüne sahiptirler (Nalbant ve Ömeroğlu 2001).

1. 2. Porselen Laminate Veneerler

Porselenin estetik özelliği, abrazyon ve renklenmeye karşı direnci, gingival dokular tarafından iyi tolere edilen bir materyal olması, asitlenerek kompozit rezinlerle dişe yapıştırıldığında yüksek bağlanma dayanıklılığı göstermesi laminate veneer restorasyon olarak kullanımını yaygınlaştırmıştır (Ermiş 2003).

Porselen laminate veneerlerin avantajları:

- Asitlenmiş porselenin mine yüzeyine olan bağlantısı diğer laminate sistemlerden daha kuvvetlidir.
- İyi glazelenmiş porselen yüzeyi diğer laminate sistemlere oranla daha az dental plak birikimi sağlar, bu sebeple periodontal sağlık açısından daha iyidir.
- Abrazyona ve aşınmaya karşı dirençlidirler.
- Sıvı absorbsiyonu diğer laminate materyallerden daha düşüktür.
- Estetik kalitesi daha yüksektir (Balcı 2006).

Porselen laminate veneerlerin dezavantajları:

- Seans sayısı fazla olduğu için hekim açısından zaman alıcıdır,
- Teknik hassasiyet gerektirir,
- Tamiri zordur,
- Kırılgandır ve zor manipule edilir,
- Kompozit laminate venerlere göre daha pahalıdır (Balcı 2006).

1. 2. 1. Porselen laminate veneer preparasyonu

Laminate veneerlerin hazırlanmasında hiç preparasyon yapılmamasından, 0.75 mm'lik labial yüzey kesimi yapılmasına kadar değişen farklı görüşler ortaya atılmıştır. Klinik uygulamalarda diş preparasyonunda ideal standartlara uyulması genellikle zordur. Bu nedenle preparasyon; dişin estetiğine, pozisyonuna, maskelenecek renklenmeye bağlı olarak değişir (Garber 1993, Gürel 2004).

Porselen laminate veneerler için preparasyon yapılmasının avantajları:

- Laminate materyali için yer sağlanarak aşırı kontur oluşumu ve periodontal problemler engellenir.
- Diş renginin maskelenmesi gerektiği durumlarda overkontur oluşturmadan lamina kalınlığı arttırılabilir; böylece alttaki renklenmelerin yansıması engellenerek istenilen estetik kalite elde edilir.
- Kesin bitiş sınırı oluşturularak simantasyon sırasında doğru yerleşim sağlanır.
- Laminate deki stres dağılımı kontrol edilmiş olur.
- İnterproksimal kenarlar gizlenir.
- Restorasyon kenarlarındaki kırık riski azalır.
- Mine yüzeyi kaldırılarak kompozit rezin-mine bağlantı kuvveti arttırılır (Garber 1993).

Porselen laminate veneer uygulamasında uyulması gereken genel preparasyon kriterleri şunlardır:

1- Maksimum bağlantı sağlanabilmesi için mümkün olduğunca mine korunmalıdır.

Diş yüzeyine kompozit rezinin güçlü bağlantısını sağlamak için mine düzeyinde preparasyon yapılması önerilmektedir. Böylece mine yüzeyindeki retansiyon kapasitesini azaltan olgun, aprizmatik yüzey uzaklaştırılabilir. Sonuçta flor açısından zengin olan bu tabakanın uzaklaştırılması ile seramik-diş arasındaki bağlanma gücü de arttırılmış olur (Crispin ve ark. 1994).

2- Laminate veneerin aşırı kontur ve uzanımlara neden olmaması için preparasyon yeterli miktarda yapılmalıdır, porselen laminate veneer uygulaması için 0.5 mm'lik mine kaldırılması önerilmektedir (Brunton ve Wilson 1998).

Genç hastalarda, lingualde konumlanmış dişlerde ve kama laterallerde porselen laminate veneer uygulaması için minede genellikle aşındırma yapılmaz (Clyde ve Gilmour 1988).

3- Preparasyon basit, konservatif ve düzgün yüzeyli olmalıdır. Eğer marjinler düzgün yüzeyli olmazsa bu durum sonuç restorasyona yansıyacaktır (Crispin ve ark. 1994).

4- Dişte varolan renklenmeyi maskelemek amacı ile laminate veneer uygulaması yapıldığı durumlarda, preparasyon diş eti altına doğru 0.5-1 mm uzanmalıdır, aksi halde

diş dokusundaki renklenme yüzeye yansıyabilir (Clyde ve Gilmour 1988, Sheets ve Taniguchi 1990).

5- Preparasyon 2 düzlemde ve anatomik forma uygun biçimde yapılmalıdır. Böylece servikal bölgedeki dentinin açığa çıkmasından mümkün olduğunca kaçınılmış olur (Brunton ve Wilson 1998).

6- Laminate veneer uygulamalarında ideal preparasyon şekli; servikal marjinler için mine sement sınırında veya bu sınırın çok az üzerinde ve chamfer bitim sınırına sahip olacak şekilde belirlenmiştir (Garber 1993).

7- Labial yüzden porselen veneer restorasyonun en doğal şekilde görünmesi için preparasyon, kontak noktalarına kadar uzatılmalıdır.

8- Estetik ve fonksiyon açısından insizal kenarda 1-1.5 mm redüksiyon tavsiye edilmektedir. Bu kesim dişin uzun aksı ile 90°'lik açı oluşturmalıdır (Small 1998).

İnsizal kenar preparasyonu vakanın durumuna göre 4 farklı şekilde yapılabilir:

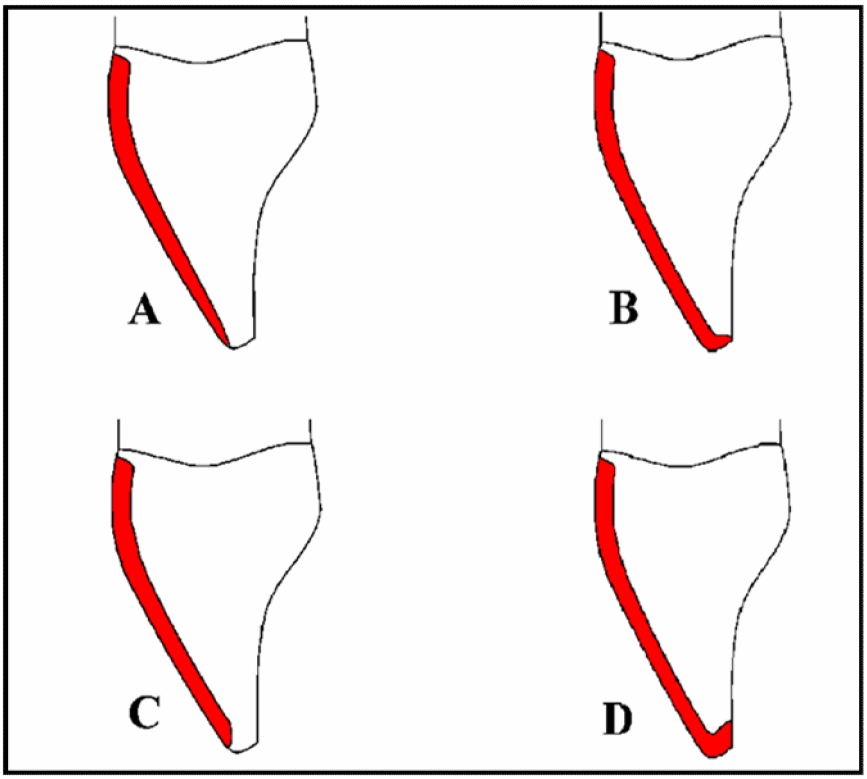
A- İnsizal kenarda sıfırlanarak sonlanan (Featheredge); Dişin insizal kenarından yükselir, ancak insizal kenarı tamamen kapatmaz. Bu preparasyon şeklinin avantajı, restorasyonun doğal dişin devamı gibi görünerek doğal bir estetik oluşturmasıdır. Dezavantajı ise, insizal kenarlarda görülen zayıf marjinal adaptasyon ve renk değişimleridir (Clyde ve Gilmour 1988, Walls ve Wassel 2002) (Şekil 1.1, A).

B- İnsizalde eğimli kenar yapılarak sonlanan (İnsizal bevel); Bukkopalatal eğim preparasyonun tüm genişliği kadardır ve dişin insizal uzunluğunun bir kısmı da preparasyona dahil edilir. Avantajı, insizal kenarda iyi bir estetik sağlanması, seramiğin prova işlemlerinin ve restorasyonun simantasyonunun kolay olmasıdır. Dezavantajı, daha fazla sağlıklı diş dokusunun kaldırılmasıdır (Clyde ve Gilmour 1988, Walls ve Wassel 2002) (Şekil 1.1, B).

C- Mine içinde sonlanan (Window); İnsizal kenara yakın fakat insizal kenarı içermeyecek şekilde preparasyon tamamlanır. Bu preparasyon şekli diğerleri ile karşılaştırıldığında en konservatif olanıdır. Dezavantajı, insizal kenardaki minenin zayıflaması ile kırıkların oluşabilmesidir. Ayrıca, insizaldeki diş-restorasyon sınırını kapatmak zor olabilir (Clyde ve Gilmour 1988, Walls ve Wassel 2002) (Şekil 1.1, C).

D- İnsizal kenarı aşan preparasyon (Overlapped); Preparasyon dişin palatinal yüzeyine kadar uzatılır. Çenenin her türlü hareketinde yıkıcı kuvvetlere karşı daha

dirençlidir. Preparasyon tipleri içinde en az konservatif olanıdır (Clyde ve Gilmour 1988, Walls ve Wassel 2002). (Şekil 1.1,D)



Şekil 1.1. Porselen laminate veneer yapımında uygulanan preparasyon teknikleri (Clyde ve Gilmour 1988, Üşümez 2001)

1. 2. 2. Laminate veneer yapımında kullanılan porselen sistemleri

1- Konvansiyonel feldspatik dental seramikler

2- Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

a. Alümina kor ile güçlendirilmiş seramikler

b. Magnessia kor materyali ile güçlendirilmiş seramikler

c. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

3- Dökülebilir cam seramikler

4- Isı ve basınç altında şekillendirilen cam seramikler

5- Bilgisayar desteği ile hazırlanan seramikler (O'Brein 2002).

1. 2. 2. A. Konvansiyonel feldspatik dental seramikler

Konvansiyonel feldspatik dental seramiklerin uygulanmasında iki teknik kullanılmaktadır. Bunlar,

a) Platin folyo tekniği, ve

b) 'Refractory die' tekniğidir (Rosenblum ve Schulman 1997).

a) 'Platin folyo' tekniği

Bu yöntemde tüm ağız ölçüsü alındıktan sonra veneerlenecek dişlerle birlikte tüm dişlere day çivisi yerleştirilir ve model elde edilir. Laminate veneer yapılacak dişler kaideden çıkartılır. Dişler, kıl testeresi ile gingival embraşürden başlayarak kontakt noktasına kadar ayrılır. Platin folyo üçgen şeklinde kesilir. Üçgenin köşesi gingival kenara gelecek şekilde yerleştirilir ve bu kısımdan platin folyo presel ile tutularak çıkartılır. Sırası ile aproksimal, gingival doku engelleri ve insizal kenar platin foli ile sarılmalıdır. Platin folinin fazlalıkları gingival ve insizal kenarı hariç kesilir. Sonra seçilen renkte porselen, bilinen yöntemlerle kondanse edilerek pişirilir. Bu yöntemin avantajı, ilave gerektirmeden iyi bir yüzey elde edilebilmesidir. Dezavantajı ise; porselenin kompozit ile birleşme yüzeyi oldukça düz olarak bittiği için bu yüzeyin ilave pürüzlendirme gerektirmesidir (Garber ve ark. 1988).

Hem uygulanması kolay olmayan hem de restorasyon kenarında uyumsuzluğa yol açan bu teknik, günümüzde pek fazla tercih edilmemektedir. Ayrıca platin foile bağlı olarak gelişen mikroçatlaklar da tekniğin başarısına gölge düşürmektedir (Kılıçarslan 1997).

b) 'Refractory die'tekniği

Bu yöntemde ya hastadan elde edilen ölçüye ya da hastanın modelinden elde edilen silikon esaslı ölçüye revetman dökülür. Eğer modelden ölçü elde edilecekse labial yüzeydeki ya da emraşür alanındaki doku engelleri mum ile doldurulur, ölçü maddesinin kolay ayrılması için alçı model izole edilir. Modele uygun olarak seçilen disposible plastik kaşık sadece veneer yapılacak bölgelerin ölçüsünü alacak şekilde kesilir. Sertleşen revetman ölçüden çıkartıldıktan sonra 'degazing işlemini' kolaylaştırmak için mümkün olduğunca boyutları küçültülür. Sonra ön ısıtma fırınında 540-650 C° arasında 15-30 dakika bekletilir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1040-1066 C°'de degazing işlemi yapılan revetman soğumaya bırakılır. Pişirilen ve glaze uygulanan porselen

üzerindeki revetman artıkları frez ile temizlenir. Bu işlem porselenden almadan minimal revetman kalıncaya kadar yapılır. Kalan revetman 60 Psi basınçla 20-50 µm. çapındaki alüminyum oksit ile kumlanarak temizlenir. Porselen üzerindeki fazlalıklar bir lastik disk aracılığıyla modele yerleştirilmeden önce düzeltilmelidir. Eğer tüm ön bölge laminate veneer olarak yapılıyorsa bunların birbirinden ayrılma işi revetman üzerinde elmas separeler ile yapılmalıdır (Garber ve ark. 1988).

Refractory day tekniği, en eski ve en yaygın metottur. Geleneksel feldspatik porselenler ile tabakalama tekniği uygulanarak mükemmel estetikte restorasyonlar hazırlanabilir (Garber ve ark. 1988, Akın 1999). Bu seramiklere örnek olarak, Optec HSB, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir.

1. 2. 2. B. Kor yapısı güçlendirilmiş seramikler

a. Alumina kor ile güçlendirilmiş seramikler

Mc Lean ve Hughes 1965 yılında , porselen tozu ile % 40-50 oranında alüminayı karıştırarak bilinen porselenden bir iki kat daha dayanıklı yeni bir porselen türü geliştirmiştir. Bu sistemde kor yapı üzerinde yüksek oranda alümina içeren dentin ve mine veneer tozları kullanılarak, istenen dayanıklılık ve translusent özellikte jaket kronlar elde edilir (Yüksel ve ark. 2000).

Alümina porselen, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Alümina ile güçlendirilmiş seramik sistemi platin yaprak tekniğinin kullanıldığı bir sistemdir. Kor yapı düşük ve orta sıcaklıkta ergiyen seramikten oluşur (Yüksel ve ark. 2000). Hi- Ceram ve In-Ceram seramik sistemleri bu gruba örnek olarak verilebilir.

Hi-Ceram

Hi-ceram, ilk kez 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından, fosfat bağlı revetman üzerinde platin yaprak kullanmaksızın, alümina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alümina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alümina içerir. % 70 Al_2O_3 içeren bir kor materyalidir. Teknikte kor porseleni direkt olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine porseleni ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde şekillendirilmektedir (Yüksel ve ark. 2000).

In-Ceram

1985 yılında Dr.Sadoun tarafından geliştirilen In-Ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki restorasyonların yapımında kullanılabilmektedir. In-Ceram ince grenli Al_2O_3'in ince cam tabakasıyla birbirine kaynaşmış, homojen ve pörözsüz yapısı nedeniyle, bu güne kadar dişhekimliğinde kullanılan seramik materyallerinin hepsinden daha yüksek eğilme dayanıklılığına sahiptir. %90 Al_2O_3 içeren bir kor materyalidir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

b. Magnessia kor materyali ile güçlendirilmiş seramikler

Magnessia içeren yüksek genleşmeli magnessia kor materyali ilk defa 1983 yılında O'Brien tarafından tanıtılmıştır. Bu materyal 13.5x 10^{-6} °C lik termal genleşme katsayısına sahip olup, metal destekli seramik restorasyonlarda sıklıkla kaplama porseleni ile uyum gösterir. Magnessia kor materyali platin folyo tekniğinin bir modifikasyonuyla 2050 ºF (1121.1 ºC)'da fırınlanır ve işlem sonunda platin folyo çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamıyla doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matriksteki magnessia kristallerinin dağılımı ve matriks içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır (Rosenstiel ve ark. 2001, Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

c. Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

Dental materyal teknolojisindeki gelişmeler, zirkoniya bazlı seramiklerin yapımını sağlamıştır. Kompozisyonundan dolayı kırılma dayanımı çok yüksek olup, sinterize zirkonia'nın kırılma dayanımı 1000 MPa'ı aşabilmektedir. Zirkoniya seramikler dişhekimliğinde tam seramik kron, implant abutmenti, laminate veneer, endodontik post ve ortodontik braket olarak kullanılmaktadır (Blatz ve ark. 2003 , Luthardt ve ark. 2004).

1. 2. 2. C. Dökülebilir cam seramikler

1973 yılında Grossman, florin içeren tetra-silisilik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam seramikleri tanıttı. Mum uzaklaştırma tekniği ile dökülebilen bu seramik türünün; anterior ve posterior tek kron, inley, onley, laminate veneer ve okluzal yüzey restorasyonlarında uygulama alanı vardır. Genellikle tek renkte bulunan bu materyal, konvansiyonel feldspatik porselenle

kaplanarak final restorasyonu istenen rengi ve karakterizasyonu sağlamaktadır (Kedici 2002).

Dicor

1983 yılında Grossman ve 1984 yılında da Adair'in çalışmaları sonucunda dişhekimliğine kazandırılmış olan bir dökülebilir seramik sistemidir (Yüksel ve ark. 2000).

Döküm cam porselenleri SiO_2, K_2O, MgO, MgF_2, az miktarda Al_2O_3, ZrO_3 ve floresans ajanı içerirler. Teknik olarak tetrasilisik flouromica cam seramikler olarak tarif edilirler. %45'lik kısmını cam oluşturur. Mika kristaller yaklaşık 1 µm kalınlıkta ve 5-6 µm boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin fleksibilitesini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır. Dicor cam porselen 1370ºC'de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifuj tekniği ile dökülür. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulamasına tabi tutulur. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya ince veneer porselen uygulaması ile yapılır. Dicor kronların dış boyama ve translusent yapısından kaynaklanan estetik sınırlamaların üstesinden gelmek amacıyla, döküm seramik kopingin üzerine feldspatik porselen pişirilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

Cerapearl

Döküm apatit porselen olarak bilinen Cerapearl, Hobo ve Iwata (1985) tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatit'in en ideal restoratif materyaller olacağı düşüncesiyle indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Cerapearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyumfosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

Sistemin dezavantajı; Dicor gibi fiziksel ve estetik özelliklerini arttırmak üzere ısıl bir işlem gerektirmesidir (Yüksel ve ark. 2000).

1. 2. 2. D. Isı ve Basınç altında şekillendirilen cam seramikler

IPS Empress

Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali olan IPS Empress sistemi ilk olarak 1991 yılında piyasaya sunulmuştur ve dental uygulamalarda 10 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır (Qualtrough ve Piddock 1997, McLean 2001, Gemalmaz ve Ergin 2002).

IPS Empress, ısı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir. Bu materyal kimyasal olarak SiO_2, Al_2O_3 ve K_2O' dan oluşur. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 µm büyüklüğünde lösit kristalin faz oluşturur. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye karşı direnci 120-200 MPa'dır. Bu sistemde lösitle kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler EP500 adı verilen özel fırında 1075-1180 ^oC de visköz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. Sistem, iki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyonun final formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress, inley, onley, laminate veneer ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

IPS Empress 2

IPS Empress 2'nin geliştirilmesindeki esas amaç; üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. Metal desteksiz cam porselen restorasyon yapım tekniklerinin en yenilerinden birisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityumdisilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle dişhekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam porselen kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu

sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir. Materyal kimyasal olarak SiO_2-LiO_2 dan oluşur. Lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920°C de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile floroapatit yapıda cam seramik yerleştirilir (Oyar 2002).

IPS Empress 2 sistemi, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda ve üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için, ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (yaklaşık 7-8 mm) (Oyar 2002).

IPS e.max Pres

Pres tekniği ile kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanıklılığı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS e.max Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2005).

Cerestore

1983 yılında Sozio ve Rilley, Coors Biomedikal firması ile cerestore sistemini tanıtmışlardır. Sistemde ısıya dayanıklı epoksi day kullanılır. Seramik kor'un mum modelajı yapılır, revetmana alınır. Mum elimine edildikten sonra porselen akıcı kıvama gelene kadar ısıtılır ve kalıp içine enjekte edilir. Soğutulan porselen, epoksi daydan uzaklaştırılıp şekil verilir ve 14 saat süreyle fırınlanır. Bu işlemden sonra veneer porseleni bilinen yöntemle uygulanır. Fırınlama siklusu sırasında ısının ve zamanın

kontrolü ile orijinal materyalin boyutlarından daha fazla magnezyum oksit kristal formu ($MgAl_2O_4$) oluşup, bunun büzülmeyi kompanze etmesi ile büzülmesiz porselen elde edilir. Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, porselenin kalıba enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır.

Cerestore aluminöz porselenden direnç yönünden farksız olduğu için kullanım alanları da aynıdır (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

1. 2. 2. E. Bilgisayar Desteği ile Hazırlanan Seramikler

Bu teknik, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile ölçü alımı ve model elde edilmesi işlemleri ortadan kaldırılarak dijitalize veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar oluşturulur (CAD,Computer Aiding Design). Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı torna aletine aktarılarak feldspatik veya dökülebilir seramikten çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış porselen blokların tornalanması yolu ile istenilen restorasyonlar elde edilir (CAM,Computer Aiding Machining). Bu işlemi takiben oklüzal uyumlama ve cilalama ile pürüzlendirme ve dişe yapıştırma işlemleri yapılır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Procera

Procera dişhekimliğindeki restorasyonlarda kullanılan yoğun sinterlenmiş aluminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur.

Procera metotu ile procera tarayıcı (kontakt proplar ile mekanik tarama) kullanılarak ölçü laboratuvarda tarandıktan sonra, taranan görüntü internet yoluyla Nobel Biocare Procera Sanvik'e yollanır. Toplanan veriler dosya şeklinde bilgisayara transfer edilir. Bu dosya bilgisayar ekranına day'ın uzun ekseninde iki boyutlu kesit alanlar şeklinde yansıtılır. Orjinalinden taranan model üzerinde tüm ince detaylar belirlenerek (yaklaşık 50 bin veri noktasından) bilgisayar destekli cihazlar yardımıyla, özel geliştirilmiş CAD software programı kullanılarak koping şekillendirilir. Seramik uygulamasında, tecrübeli, sertifikalı diş teknisyenlerinin çalıştığı laboratuvarlara şekillendirilen alt yapılar gönderilir ve porselen kaplaması yapılarak, glazelenip hasta ağzına takılır (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

Celay

Teknisyenin maniple ettiği mum ya da ışıkla sertleşen porselen alt yapılardan elde edilen örnekler, 80 µm detay kabiliyetine sahip mekanik problarca taranır. Elde edilen veriler sisteme aktarılarak aşındırıcıların porselen blokları şekillendirmesi sağlanır. Bu bloklar ön sinterleme yapılmış aluminyum oksit porselenlerdir. Celay metodu ile yapılan in-ceram porselen restorasyonlar, geleneksel in-ceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir (Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

Cerec

Adını "Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics" cümlesinin baş harflerinden alan CEREC sisteminin klinikte ilk kullanımı 1985 yılında olmuştur. 1994'de Cerec 2 imal edilmiştir. Cerec 3 sistem 2000 yılında imal edilmiş, bir yıllık klinik kullanım ve tecrübeden sonra bilgisayar yazılımındaki gelişmeler 2001 yılının başlarında yerine getirilmiştir. Sirona firması 2000 yılında ürettiği Cerec 3'de, Windows NT platformlu yazılım kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırmıştır. Üretim işlemi çabuklaştırılıp, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri ileri derecede hızlandırılmış oldu. Sistemin geliştirilmesi ile inley, onley, laminate veneer, parsiyel ve tam posterior ve anterior kronların yapımının yanı sıra 3 üyeli köprü alt yapı oluşturulması mümkün olmuştur. Cerec 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

IPS E-max CAD

Lityum disilikat cam seramik bloklardır. Bu kristalin fazda blok olağanüstü bir homojenite gösterir ve bir CAD\CAM ünitinde kolaylıkla şekillendirilir. Pek çok CAD\CAM seramiklerinin aksine bu materyal 30 dakikalık kristalizasyon süresi boyunca büzülmeye maruz kalmaz. 3 üyeli anterior köprü kopingi olarak, anterior ve posterior bölgede tek diş kor alt yapı olarak kullanılır. Bu alt yapılar IPS e.max Ceram ile kaplanır (Ivoclar Vivadent 2005).

IPS e.max ZirCAD

Yttrium (Y-TZP) oksit ile kısmen stabilize edilmiş, kısmen sinterize zirkonyum oksit bloklardır. 900 MPa gibi çok yüksek dayanıklılık değerleri gösterir. İşlenmiş kopingler Sintramat'da (yüksek ısı fırını) sinterizasyon işlemine tabii tutulur. Bu aşamada

materyal, posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı koyacak kırılma dayanıklılığı kazanır (Ivoclar Vivadent 2005).

1. 2. 3. Simantasyon

Simantasyon işlemine başlamadan önce hazırlanan laminate veneerlerin dişe adaptasyonuna, komşu dişlerle veya diğer laminate veneerlerle ilişkisine, renginin uyumuna ve porselen yüzeyinin iyi şekilde glazelenmiş olup olmadığına dikkat edilir (Garber ve ark. 1988, Dale ve Aschheim 1993).

Kontroller sırasında veneerlerin hareketini önlemek amacıyla hastanın anterior dişlerinin labial yüzlerinin yere paralel olması tavsiye edilir. Laminate veneerlerin özel vakumlu uçlarla veya yapışkan ucu bulunan taşıma çubuklarıyla tutulması kırılma riskini azaltacaktır. Ayrıca laminate veneerlerin iç yüzeylerine bir deneme pastası veya gliserin gibi uzaklaştırılması kolay ajan sürülmesi yüzey gerilimini ve dişe tutunmayı arttıracaktır. Böylece laminate veneerlerin kontrolleri daha kolay ve güvenli olacaktır. Laminate veneerlerin uyumsuzluğu halinde kuvvet uygulamadan, çok ince grenli elmas frezler yardımıyla iç yüzeyinden engeller kaldırılmalıdır. Tek tek adaptasyon sağlandıktan sonra tüm laminate veneerler bir arada denenmeli ve sıkı kontak noktaları rahatlatılmalıdır (Garber ve ark. 1988, Dale ve Aschheim 1993). Simantasyon işlemi için uygun bir siman seçilmelidir. Bu amaçla en çok rezin simanlar kullanılmaktadır.

1. 2. 3. A. Rezin simanlar

Rezin simanlar Bis-GMA rezin ve diğer metakrilatların bir türevidir. Farklı renk tonlarına ve opasiteye sahiptir. Kimyaları birçok dental yapı ile yapışmalarına izin verir (Diaz-Arnold ve ark. 1999).

Rezin simanlar seramik restorasyonların adeziv yapıştırılmasında kullanılan materyallerdir. Rezin simanlarda içerik ve karakteristik özellik açısından restoratif kompozitlere benzerler ve organik matriks içerisine gömülmüş inorganik doldurucular dan oluşurlar (Bis-GMA, TEGDMA,UDMA) (Kramer ve ark. 2000).

Rezin simanlar doldurucu tiplerine göre mikrodoldurucu lu ve hibrit doldurucu lu sistemler olarak ayrılmaktadırlar. Yapı olarak kompozit rezinler gibi organik polimer faz, inorganik faz ve ara faz olarak 3 ayrı fazdan oluşmaktadırlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

1) Organik polimer faz

Bis-GMA (Bis-phenol-diglycidymethacrylate) veya UDMA (üretan dimetakrilat)' dan oluşur. UDMA renk değişimine daha dirençli olup iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hemde UDMA aşırı visköz yapıya sahip olduğundan viskositeyi azaltmak için matrikse TEG-DMA (trietilen glikol dimetakrilat) ilave edilmiştir (Didier ve Spreafico 1999).

2) İnorganik faz

Matriks içinde dağılmış olarak çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silica), borasilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitriyum, cam, çinko gibi doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekil ve miktarı, rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Partikül büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi azalır, dayanıklılık artar (Gladwin ve Bagby 2000).

3) Ara faz

Matriks ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmayı sağlayan fazdır. Bu bağlanma silan bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar, zayıf yapıya sahip matriksten nispeten daha güçlü yapıda olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. (Gladwin ve Bagby 2000).

Polimerizasyon reaksiyonuna göre rezin simanlar 3'e ayrılır.

a) Kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan sistemler amin ve peroksit olmak üzere 2 pasta içerirler. Patların karıştırılması ile polimerizasyon reaksiyonu başlar. Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmesi, ayrıca çalışma sürelerinin kısa olması da bir dezavantajdır. Ancak

kullanımları restorasyonun kalınlığı ile sınırlı değildir. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların çoğunun sadece birkaç renk seçeneği vardır. Bu yüzden diş ve materyal kombinasyonunun siman ile renginin değişmesinin mümkün olduğu metal alt yapısız restorasyonlar için uygun değildir. Ancak daha büyük streslere maruz kalacak restorasyonlar için kimyasal olarak sertleşen ve stresleri dağıtan simanların kullanılması akıllıcadır (Ateş 2002).

Kimyasal olarak polimerize olan bu simanlar; metal destekli sabit protezlerin, adeziv köprülerin, postların, ışık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya ve kalınlığa sahip seramik restorasyonların, diş-siman arayüzeyinde yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronların yapıştırılması için uygundur (Zaimoğlu ve Can 2004).

b) Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda, polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Bu simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm den az olan ve translüsent yapıdaki seramik veya kompozit laminate'lerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Ateş 2002).

Bu simanlar, kimyasal ve dual olarak sertleşen rezin simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik yönden başarıyı arttırmıştır (Zaimoğlu ve Can 2004).

c) Hem ışık hem kimyasal polimerize olan rezin simanlar (Dual polimerize siman)

Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar, çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi) ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translusens yapıdadırlar. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm den fazla olan) restorasyonlarda kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dual polimerize rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir (Pekkan 2005).

Dual polimerize olan simanlar; tam seramik kron ve köprülerin, seramik laminate veneerlerin, seramik inley ve onleylerin, rezin bağlantılı köprülerin ve implant üstü uygulamaların yapıştırılmasında kullanılmaktadırlar (Diaz-Arnold ve ark. 1999).

Birçok materyale uyumu, yüksek direnci, ağız içinde çözünmemesi ve renk seçimi yapılabilmesi açısından rezin kompozitler; rezin kompozit inley ve onleylerde, porselen laminate veneerlerde, kronlarda, sabit parsiyel protezlerde ve yeni geliştirilen fiberle güçlendirilen kompozitlerle birlikte uygulanmasında iyi bir seçenektir. Özellikle preparasyonun direnç ve tutuculuğunun yetersiz olduğu sabit protez uygulamalarında rezin siman kullanımı yararlı olacaktır. Ancak kullanımında birçok basamak vardır ve teknik hassasiyet gerektirir (Diaz-Arnold ve ark. 1999). Bunlar;

1. Laminate veneerlerin iç yüzeyine ve
2. Prepare diş yüzeyine uygulanacak işlemlerdir.

1. Laminate veneerlerin iç yüzeyine uygulanacak işlemler;

Porselen laminate veneerlerin iç yüzeylerine asit, silan ve/veya mikro pürüzlendirme yöntemleri uygulanarak etkili bir tutucu yüzey oluşturulabilir. Bu yöntemlerin genel amacı, seramiğin yüzey alanını arttırmak ve oluşan girintilere rezinin girmesi ile bağlantı dayanıklılığını arttırmaktır (Fleming ve ark. 2004).

Yapıştırıcı simanın porselen yüzeyine bağlanma dayanımını arttırmak için, rezin-seramik bağlantısını mekanik olarak kolaylaştıran pek çok teknik bildirilmiştir. Restorasyon iç yüzünün %5'lik hidroflorik asitle (HFA) asitlenmesini takiben silan ajan uygulanması bağlanma dayanımını arttırmada en çok bilinen ve tavsiye edilen metottur. HFA feldspatik porselenin pürüzlendirilmesinde yeterli olmasına rağmen, ne bu solüsyonlarla asitleme ne de silan ilavesi rezinin bazı yeni porselenlere bağlantısını sağlamada yetersiz kalmaktadır. Özellikle yüksek alümina veya zirkonya seramikleri HFA ile asitlenemez. Çünkü böyle seramikler silikon dioksit (silika) fazı içermezler. Bu tip seramikler için özel teknikler belirtilmiştir (Özcan ve Valittu 2003).

Bu teknikler arasında uygulanması kolay ve komplike olmayan ProsilPen teknolojisi yüzey pürüzlendirmede kullanılan bir yöntemdir. Tekniğin temelini silika kaplama oluşturmaktadır. ProsilPen, silan (tetraetoksi) ve bütan gazının karışmasıyla alev çıkaran özel bir el aletidir. Bu alev yüzeye birkaç dakika uygulandıktan sonra sistemin bir diğer komponenti olan SurALink uygulanır. Bu ajan silanın organik çözücü içerisindeki bir solüsyonudur (Janda ve ark. 2003).

2. Prepare diş yüzeyine uygulanacak işlemler;

Mine ve dentin yüzeyine fosforik, oksalik, maleik, sitrik ve nitrik asit gibi asitlerin uygulanması smear tabakasının kısmen ya da tamamen uzaklaştırılmasına, smear altındaki dentin tabakasının demineralize olmasına, dentin kanallarının açılmasına, kollajen fibrillerin açığa çıkarılmasına ve intertübüler dentinin pörözitesinin artmasına neden olmaktadır (Costa ve ark. 2000).

Minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi ilk olarak Buonocore tarafından 1955 yılında yapılmış ve günümüzde minenin yanı sıra dentin dokusunda da en çok uygulanan yöntem olmuştur. Son dönemlerde, uygulandıktan sonra yıkama işlemi gerektirmeyen maleik asit ve itakonik asidin alternatif asitleme tekniği olarak kullanımı yaygınlaşmıştır (Sunico ve ark. 2002) .

Asit uygulanması total etch tekniğinin 1. aşamasıdır. Bu aşamadan sonra dentin adezivlerde primer adı verilen HEMA (2- Hidroksietil metakrilat), BPDM (Bifenil dimetakrilat), 4-META (4-Metakriloksietil trimetillat anhidrit) gibi moleküller uygulanır. Primerler genellikle aseton, etanol ya da su gibi organik bir çözücü içerisinde erimiş halde bulunan polimerlerdir. Total etch adeziv sistemlerin 3. aşamasında ise bonding ajan uygulanır. Uygulanan adeziv rezin, primer uygulanmış dentine nüfuz eder ve primerle birlikte polimerize olur (Özcan 2003).

Tüm bu işlemlerden sonra rezin siman laminate veneerlerin iç yüzeyine konularak tüm yüzeye yayılır. Bu işlem sırasında hava kabarcığı oluşmamasına özen gösterilmelidir. Ayrıca ünit reflektörünün kapalı olmasına dikkat edilmelidir. Daha sonra laminate veneer yavaşça diş yüzeyine yerleştirilir ve fazla rezin simanın kaçışına izin verilir. Simantasyon sırasında kompozit rezinin ince bir tabaka halinde olmasına özen gösterilmelidir. Marjinal uyum kontrol edildikten sonra restorasyon ön polimerizasyona tabi tutulur. Bu işlemi takiben taşan artık rezinler, laminate veneer sıkıca tutularak bir kretuvar veya sond

yardımıyla iyice uzaklaştırılır. Son olarak polimerizasyonun tamamlanması için her yönden en az 20 sn kadar tekrar ışınlanmalıdır (Garber ve Goldstein 1988, Dale ve Ascheim 1993, Ömeroğlu 2000).

Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra karpit frezler ile marjinler, kompozit rezin bitirme strip zımparaları ile de interproksimal sahalar düzenlenir ve diş ipi ile bu bölgeler kontrol edilir (Garber ve Goldstein 1988, Dale ve Ascheim 1993, Ömeroğlu 2000).

1.3. Stres Analiz Yöntemleri

1.3.1. Maddenin Mekanik Özellikleri

Stres: Herhangi bir nesneye dışarıdan deforme edici bir kuvvet uygulandığı zaman, nesne içinde bu kuvvete karşı bir direnç oluşur. Oluşan bu içsel direnç uygulanan kuvvetle eşit büyüklükte ve ters yönde olup stres olarak adlandırılır. Birimi yaygın olarak paskaldır. Gerek uygulanan dış kuvvet gerekse içsel direnç nesnenin üzerinde belli bir alana yayılır, bu nedenle hem stres hemde dış basınç birim alana düşen kuvvet cinsinden gösterilir. Kısaca stres bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır (Mc Neill 1997).

Teknik olarak nesnenin içinde oluşan direncin ölçümü zor olduğundan; pratikte stresi hesaplamak için dışardan uygulanan kuvvet (F) ve bu kuvvetin uygulandığı alan (A) değerleri kullanılır (Craig 1997).

S (veya θ) = F / A şeklinde gösterilir.

Stresin farklı tipleri ve bunların gösterdiği deformasyonlar aşağıda açıklanmıştır. Stres çeşitleri:

a. Tensile Stres (Uzama/Çekme Gerilimi): Çekme gerilimi kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı koyan kuvvettir. Daima çekme straini ile beraber oluşur (O'Brein 1997).

b. Compression Stres (Basma/Sıkıştırma Gerilimi): Kütlenin kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkıştırma gerilimi denir. Daima basma gerilimi ile birlikte oluşur (O'Brein 1997).

c. Shear Stres (Makaslama/Kayma Gerilimi): Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde

ortaya çıkan stresdir. Makaslama gerilimi de daima makaslama straini ile birlikte oluşur (O'Brein 1997).

d. Torsion (Bükülme Gerilimi): Bir maddenin uzun ekseni etrafında bükülmesine karşı oluşan gerilimdir (O'Brein 1997).

e. Bending (Eğilme Gerilimi): İki ucu sabit bir nesnenin ortasına uygulanan kuvvete karşı gösterdiği dirençtir (O'Brein 1997).

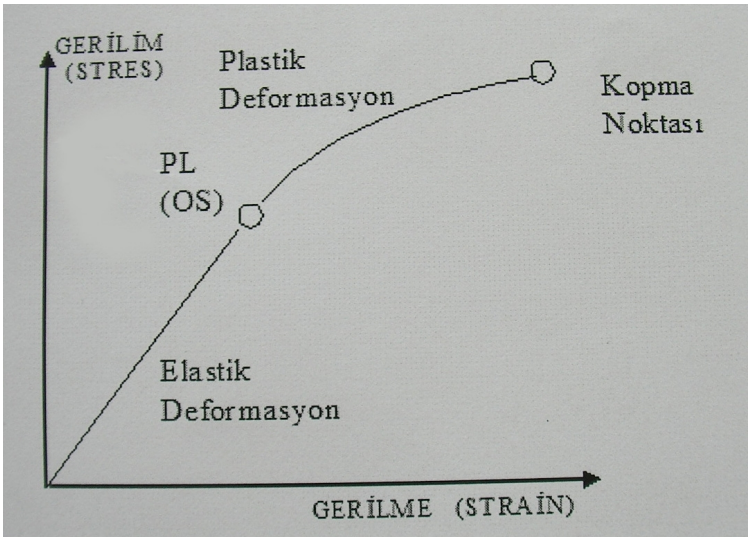
f. Kompleks Gerilimler: Herhangi bir kütleye tek tip bir gerilim uygulamak son derece zordur. Pratik şartlarda, yapıda bir tip gerilim varsa, baskın olmamasına rağmen, diğer iki tip gerilim de daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler denir (O'Brein 1997).

Strain (Gerilme): Strain, uygulanan bir strese bağlı olarak bir objenin fiziksel deformasyonunu tanımlamak için kullanılan bir mühendislik terimidir. Başka bir deyimle, üzerine kuvvet uygulanan bir cisimde oluşan boyut değişikliğinin cismin orijinal boyutuna oranıdır. Boyutsal değişim, uygulanan kuvvete ve maddenin özelliğine bağlıdır.

Strain birimsiz bir niceliktir çünkü uzunluk birimi yine uzunluk birimine bölünmektedir (Caputo ve Standlee 1987).

Strain(Є) = Şekil Değişikliği / Orijinal Uzunluk

Stres Strain Eğrisi (Stres-Strain Curve): Değişik materyalleri karşılaştırmak için en sık kullanılan yöntemlerden biri, materyallerin stres-strain grafiklerinden elde edilen bilgilerin karşılaştırılmasıdır. Maddeye dış kuvvet uygulandığında madde içinde gerilim oluşur. Buna bağlı olarak boyutsal değişim meydana gelir. Stres-strain arasındaki ilişki genellikle maddenin mekanik özellikleri ile karakterizedir. Stres-strain grafikleri, kuvvet ve materyaldeki boyutsal değişimin sürekli olarak gözlenebildiği özel test cihazları yardımıyla oluşturulur. Grafikte, dikey eksen stresi, yatay eksen ise straini gösterir (O'Brein 1997).



Grafik 1.1. Stess-Strain eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

Stres-strain diyagramı basit görünmesine karşın materyalin kuvvet altında gösterdiği davranışlar hakkında birçok fikir verebilir. Bir stres-strain grafiğindeki ilk kısım genelde bir doğru şeklinde olan ve materyale gelen kuvvet kaldırıldığında materyalin orijinal haline tam olarak döndüğü 'elastik davranış'gösterir, ikinci kısım ise elastik sınırın üzerinde bir strese maruz kalan materyalin stres ortadan kaldırıldıktan sonra tam olarak eski haline dönemediği durumda oluşan 'plastik davranış' bölgesidir. Son olarak materyalin üzerine bu bölgeyi de aşan bir kuvvet verildiğinde materyalde çatlaklar ve kırıklar oluşur (O'Brein 1997).

Stres-strain grafiklerinin incelenmesi ile aşağıda belirtilen çeşitli spesifik özellikler incelenebilir (O'Brein 1997).

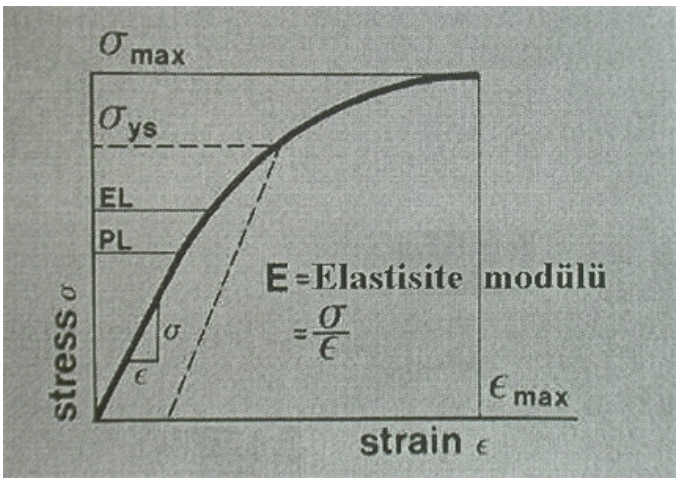
Dayanıklılık (Strength): Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir. Baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkıştırma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır. Bu streslerin değeri materyalin gücünü aştığında yapı bozulduğundan, materyallerin dayanıklılık değerlerini bilmek önemlidir (Caputo ve Standlee 1987).

Proportional Limit (Oransal sınır): Bir materyal artan streslere maruz bırakıldığında stresin straine doğrusal olarak orantılı olmadığı bir noktaya ulaşılır. Bu stres oransal limit olarak adlandırılır (O'Brein 1997). Başka bir deyişle oransal limit, materyalin deformasyon göstermediği en yüksek stres-strain noktasıdır.

Elastisite Modülü (Young Modülü): Elastisite modülü stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stresin straine oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir ve materyallerin sertliğinin bir ölçüsüdür. Yüksek modülüslü bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük modülüslü materyalden daha az deforme olur (O'Brein 1997).

Stres ile strain arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanan elastisite modülü şu şekilde hesaplanır;

Elastisite Modülü (E) = Stres (σ) / Strain (Є) (McNeill 1997)



Grafik 1.2 Elastisite modülü (McNeill 1997)

Poisson Oranı: Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan bir cisim, diğer yönde de aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Pratikte gerdirilen bir lastik şeridin eninin daralması olayıdır. Sonuç olarak, yan yöndeki birim deformasyonun boyuna yöndeki birim deformasyona oranı olarak tanımlanır (O'Brein 1997).

1.3.2. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içinin rehabilitasyonu amacıyla çiğneme sisteminin şekil ve fonksiyonlarını mümkün olduğunca normale yaklaştırabilmek için; kaybedilen dişlerin ve dokuların yerlerine idamesi, çiğneme, fonasyon ve estetik fonksiyonlarının temini ve çiğneme mekanizmasının diğer bütün unsurlarının sağlıklı bir duruma getirilmesi esastır. Yapılacak bu rehabilitasyon çalışmalarında fizyolojik safhanın önemi büyüktür (Ulusoy ve Aydın 2003).

Çiğneyici sistemlerin yalnızca mekanik bir anlayış içerisinde değil, bu canlı dokuların sağlığının aynı zamanda fizyolojik yönden de korunması, en başta düşünülmesi gereken bir husustur. Bu nedenle dişhekimlerinin ağız içerisinde oluşan kuvvetleri çok iyi

tanıyıp analizlemesi, yönlendirmesi, fizyolojik dayanılabilirlik sınırları içerisinde tutabilmesi ve yaptığı restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerini gerçekleştirebilecek en uygun şartlarda olmasına titizlik göstermesi gerekir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Dental materyallerin mekanik özellikleri, tekrarlayan çiğneme kuvvetleri ile oluşan stres ve strainlere karşı koyabilmelidir. Dental restorasyonların dizaynı materyalin en iyi avantajlarını sağlamak açısından önemlidir. Olması gereken dizayn, farklı klinik durumlarda maddenin dayanım özelliklerini aşan stres ve strainler oluşturmayan dizaynlardır (Caputo ve Standlee 1987, Eraslan 2004).

Üzerine kuvvet uygulanan bir materyalin içerisinde stres son derece karmaşık bir biçimde materyalin tüm hacmi boyunca birikir. Ancak kırılma, çatlama gibi problemler çoğunlukla kritik bir noktada biriken stres dolayısıyla oluşur. Bu nedenle bu tür kritik noktaların önceden belirlenmesi gereklidir. Ayrıca, üzerine yük binecek tüm sistemlerde mutlaka bu yapılarda oluşacak stresler önceden tahmin edilerek, dizayn bu stresler göz önünde bulundurularak yapılmalıdır. (Caputo ve Standlee 1987, Eraslan 2004).

Bu nedenle yapılan protetik tedavilerde ağız içinde meydana gelen kuvvetler ve dağılımları iyi belirlenmelidir. Oluşan kuvvetler yönlendirilerek fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır. Bu koşullar altında protezin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek, uygulama sırasında dokuların durumunu ve yapısını göz önüne alarak protezin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. (Sonugelen ve Artunç 2002). Bu yöntemler;

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi (lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi)
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi
5. Radyotelemetri ile analiz yöntemi
6. Termografik analiz yöntemi
7. Matematiksel stres analiz yöntemleri

a. Sınır elemanlar stres analiz yöntemi

b. Sonlu farklar stres analiz yöntemi

c. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (Güngör ve ark. 2005)

1.3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar analiz metodu, biomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayarla bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarifleyen matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Sonlu elemanlar yöntemi temel olarak bir yapının çok sayıda sonlu elemana ayrılmasına ve bu elemanların karakteristikleri göz önünde tutularak yapının genel karakteristiğinin belirlenmesine dayanan bir matematiksel modelleme tekniğidir. Sonlu elemanlar yönteminin doğuş nedeni mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklar olmuştur. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun değildir. Dolayısıyla, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi bu durumda devreye girmekte ve modellenen yapı, sanki bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir. Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak havacılık endüstrisinde kullanılmış, zamanla tüm mühendislik uygulamalarında verdiği etkin sonuçlarla benimsenmiştir. Uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra tıp ve mühendisliğin bir kesişimi olan biyomekanik uygulamalarda da sonlu elemanlar yöntemini içeren çalışmalar gün geçtikçe artan bir hızda yapılmaktadır (Yaman 1995).

Dişhekimliğinde 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarıyla kullanıma giren bu metot literatürde; sabit protezlerde, implantolojide, restoratif dişhekimliğinde, ortodontide, parsiyel protezlerde, limitleri dar olsa da total protezlerde kullanılmaktadır. (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1997, Eraslan 2004).

Modeldeki strainleri ve yer değiştirmeyi matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir. Bunlar ;

1. Düğüm noktalarının ve elemanlarının toplam sayısı,

2. Her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,

3. Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elestisite modülü ve poisson oranı,

4. Her bir düğüm noktasının koordinatları,

5. Sınır şartlarının tipi,

6. Dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Program, statik veya dinamik analiz tercihine sahiptir. Yapısal analiz programı için verilerin hazırlanması temel olarak aşağıdaki adımları kapsar:

1. Yapının geometrisinin tanımlanması:

Bu etapta analiz edilecek yapı, iki veya üç boyutta, gerçek boyut ve orantılarında geometrik olarak hazırlanır. Sonra yapı global veya lokal üç boyutlu koordinat sisteminde lokalize edilerek yapısal unsurları temsil edebilecek noktalar yerleştirilir. Noktaların birleştirilmesiyle elementler oluşturulur. Noktaların sayısı, yapının geometrisini resmetmek için yeterli olmalıdır. Her bir nokta ve element tek bir kişisel sayı alır. Element oluşturmada; 3 boyutlu Frame (çerçeve) element, prizmatik veya prizmatik olmayan 3 boyutlu Shell (kabuk), 2 boyutlu asolid ve 3 boyutlu solid element olmak üzere dört seçenek vardır. Bu elementlerin iki boyutlu frame, membran, destek gibi alt grupları da mevcuttur (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

2. Materyal ve üyelerin özelliklerinin tanımlanması:

Yapıyı oluşturan malzemelerin elastik modülüsü ve poisson oranları verilerek analizlerde yapının fiziksel tepkileri sağlanır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

3. Analiz edilmesi gereken yapı için statik ve dinamik yük koşullarının, yerçekimi, ısısal ve öngerilim şartlarının oluşturulması;

Bütün veriler, liste şeklinde serbest formatta bir yazı programında hazırlanarak analize sunulur.

Analiz çıktıları SAPLOT çizim programında istenilen koordinat düzleminde farklı açılardan matematiksel değer ve dağılım şeklinde alınabilir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Dişhekimliği alanında;

- Tensile stres (çekme/uzama gerilimi),
- Compressive stres (sıkışma/basma gerilimi),
- Shear stres (makaslama/kayma gerilimi),
- Yükleme sonrası deplasman,
- Stres yönleri analiz çıktıları büyük önem taşımaktadır.

Sonlu elemanlar yöntemi iki boyutlu ya da üç boyutlu olmak üzere iki ana gruba ayrılır. İki boyutlu yöntem kullanılarak yapılan modellemelerde, elemanlar sadece alana sahipmiş gibi değerlendirilir ve derinlik boyunca olacak değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu modellemelerde ise, elemanlar bir hacime sahip olarak değerlendirilir ve her yöndeki değişimler incelenir (Yaman 1995).

Bu noktada önemli bir konunun altını çizmek gerekmektedir. İki boyutlu programlar, her ne kadar kullanımı kolay olsa da gerçekçi sonuç vermekten uzaktırlar. Bunlarda temel eksiklik yapının simetrik alınmasıdır ki bu koşulu pratikte hiçbir yapı için sağlamak olası değildir. Bunun yanında incelenen alan kesitine dik olan değişimler her zaman kolaylıkla göz ardı edilemez. Çözüm üç boyutlu programlar kullanmak ve sonuçların hassasiyetini arttırmaktır (Romeed ve ark. 2006). Günümüzde üç boyutlu analiz yapan programlar arasında en sık kullanılanı ANSYSTM (Swanson Analysis System, Co., Houston, Teksas, ABD) programıdır.

Bu temel matematik ve mekanik bilgisi gerektiren süreç günümüzde bilgisayarlar sayesinde daha çok tercih edilir olmuştur. Ya da başka bir deyişle, kullanıma sunulan paket programlar, gereken tüm matematiksel işlemleri girilen veriler doğrultusunda kullanıcıdan bağımsız yapmakta ve özel formülasyon geliştirmesi gerektirmeyen tüm yapılar standart olarak incelenebilmektedir (Güngör ve ark. 2005).

Sonlu elemanlar yönteminin bir çok araştırmacı tarafından diğer stres analiz yöntemlerine göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (Verdonschot ve ark. 2001, Proos ve ark. 2003). Bu avantajlar şöyle sıralanabilir;

- Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilirliği,
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
- İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Stres tipinin, stres dağılımının ve deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
- Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir.

Sonlu elemanlar yönteminin lineer elastik bir stres analizi olması bir dezavantaj olarak düşünülebilir. Çünkü, gerçekte canlı veya cansız yapılar yük altında belli bir sınıra kadar elastik, sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak pratikte destek diş veya çene dokularını bir defa da plastik deformasyona neden olabilecek (diş veya alveol fraktürlerine, periodontal membran hasarına) okluzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeni ile gerçekleşmezler. Dişhekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları gerçek uygulamada da ancak elastik deformasyon oluşturacak limitler içerisindedir (Yaman 1995, Romeed ve ark. 2006).

Dişhekimliği alanında yapılan çalışmalarda materyaller homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Gerçekte ise doğada bulunan hiçbir materyal %100 homojen ve izotrop değildir. Esasen organik maddelerden oluşan canlı sisteminde homojen ve izotrop olması beklenmez. Aynı cinsden iki organizmaya ait her bir dokunun iç yapısı ve izotropik özelliği dahi belli sınırlar içinde sayılamayacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu durumda materyal değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotrop varsaymak, çok geniş bir populasyon için vardığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir. Yine de analiz sonuçları gerçek değerlere yalnızca bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir. Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğer stres analiz yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi kantitatif değil kalitatif olarak yapılmalıdır. Analizin en zor kısmı şüphesiz doğru modeli oluşturmaktır. Ancak analiz çıktı yorumu da iyi bir yapısal modelin hazırlanması kadar önemlidir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995, Güngör ve ark. 2005).

Sonuç olarak, sonlu elemanlar yöntemi, dişhekimliğinde yapılan çalışmalara yeni bir boyut getirerek dişhekimliğinin karşılaştığı pek çok soruna çözüm getirmiş bir yaklaşımdır. Bunun yanında günümüze kadar diğer başka yöntemlerle elde edilen sonuçların doğruluğunu sınamak ve konu hakkında daha sağlıklı bilgi edinmek amacıyla da kullanılmaktadır. Buna ilaveten, foto elastisite ve birim uzama ölçümleri uygulanarak yapılan mukavemet değerleri ile elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında sonlu elemanlar yönteminin çok daha hassas bilgileri karşımıza çıkmaktadır (Yaman 1995).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

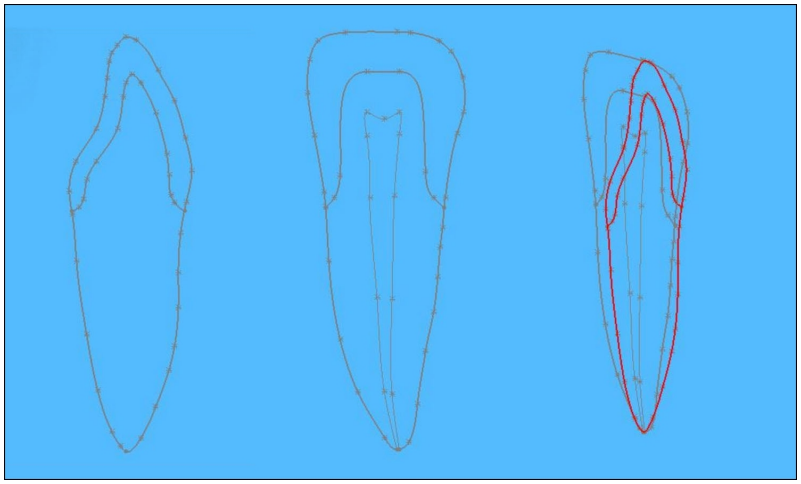
Çalışma, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada maksiller 1. keser dişi içeren matematiksel modellerde farklı restorasyon dizaynı ve materyaller simüle edilerek, fonksiyonel ve termal yükler altında diş dokusu ve restorasyonda oluşan stresler analiz edilmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn teknikleri (CAD) ve sonlu eleman modelleme yönteminden yararlanılmıştır.

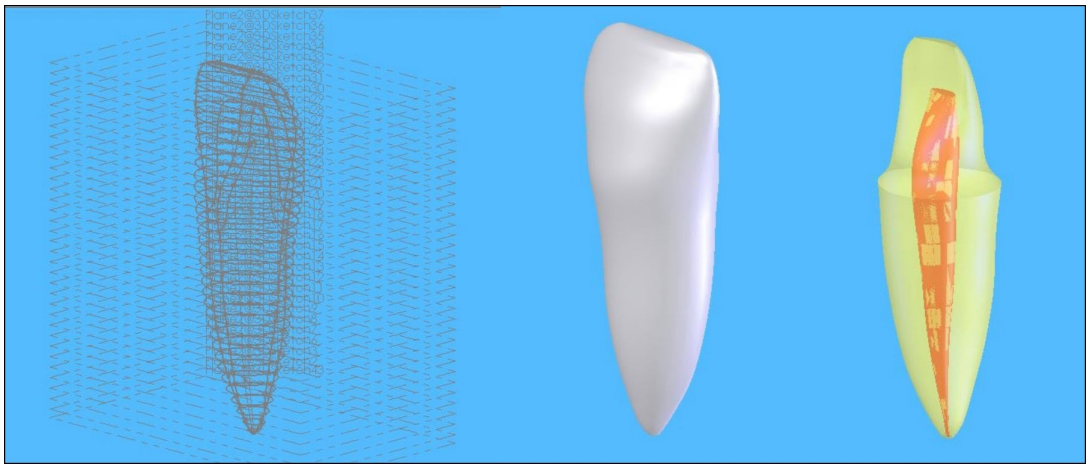
Çalışmanın başlangıç aşamasında porselen laminate veneer ile restore edilmiş maksiller 1. keser dişi içeren 3 boyutlu matematiksel model hazırlanmıştır. Centrino Core 2 Duo 2GHz (Toshiba Satellite A200-1AH, Japan) bilgisayar ortamında SolidWorks 2006[♣] ve CosmosWorks 2006[♦]'dan yararlanılmıştır. Sınır koşulları, yükleme ve matematiksel modelin oluşturulması SolidWorks ile gerçekleştirilmiştir. Bundan elde edilen çıktı CosmosWorks programı kullanılarak analiz edilmiş ve stres dağılım ve miktarları hesaplanmıştır.

Maksiller 1. keser diş modeli için Wheeler (1969) tarafından tanımlanan 2 boyutlu geometrik çizimler bilgisayara aktarılarak dış konturlar elde edilmiştir. Bu 2 boyutlu çizimlere bilgisayar ortamında dentin ve pulpa geometrileri ilave edilmiştir (Şekil 2.1). Daha sonra her bir farklı dizayn için diş dokuları üzerinde porselen laminate veneer preperasyon sınırları ilave edilerek farklı koşullara ait modeller oluşturulmuştur. Bu 2 boyutlu çizimler üzerinde SolidWorks programında 0.5 mm aralıklarla referans noktalar oluşturulmuş ve aynı horizontal düzlemdeki noktalar birleştirilerek her kesit için eğriler, modelleme programı içinde tanımlanmıştır. Daha sonra bu kesitler için elde edilen eğrilerden, Wheeler'in sagittal düzlemdeki çizimi referans alınarak ilerletme komutu ile 3 boyutlu model elde edilmiştir (Şekil 2.2 ve Şekil 2.3). Modeldeki yapılar, homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

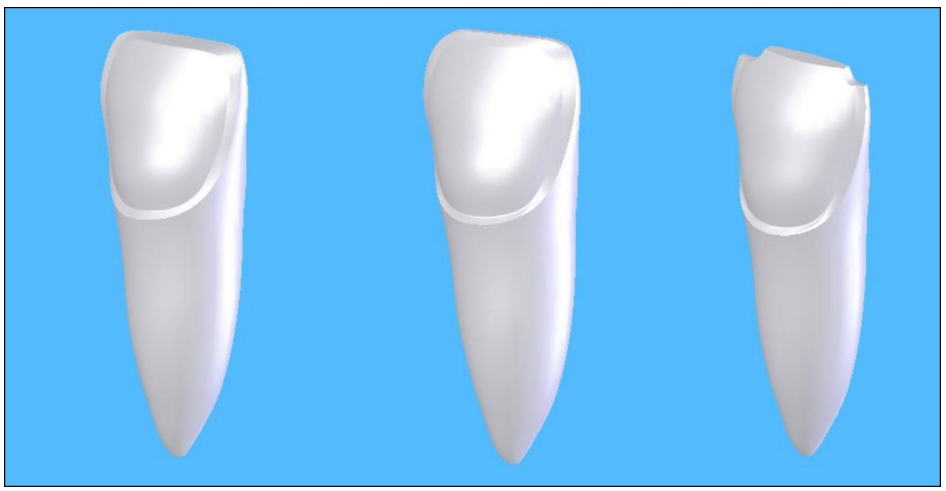
[♣] SolidWorks Corporation, Massachusetts; USA
[♦] CosmosWorks Corporation, Massachusetts; USA



Şekil 2.1. Maksiller 1. keserin iki boyutlu matematiksel modeli

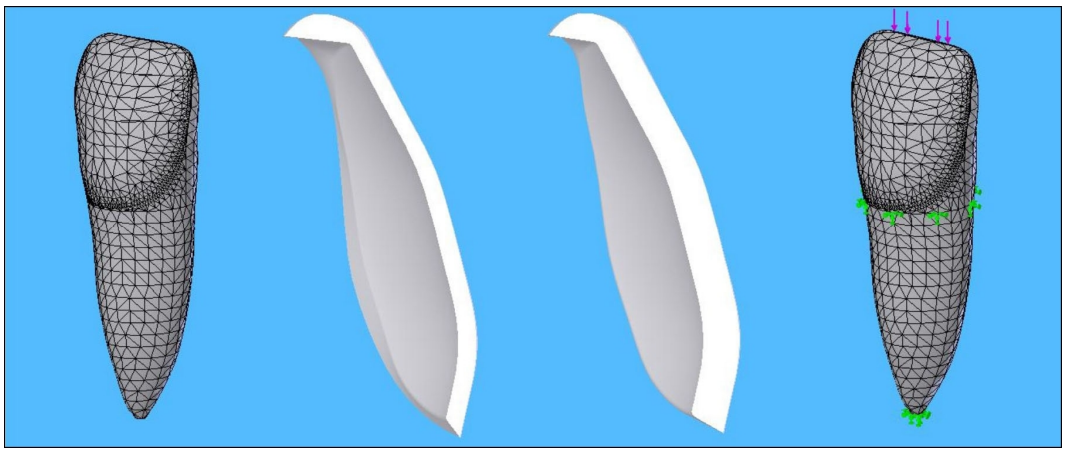


Şekil 2.2. İki boyutlu matematiksel modelin üç boyutlu modele dönüştürülmesi



Şekil 2.3. Maksiller 1. keserin üç boyutlu matematiksel modelleri

Sonlu eleman stres analizi için, tetrahedral solid eleman tipi seçilmiştir. Eleman tipi seçildikten sonra materyal özellikleri belirtilerek SolidWorks programında modeller tamamlanmıştır. Daha sonra CosmosWorks programına geçilerek, modellerin minimum ve maksimum eleman ölçüleri belirtilmiş ve ağ (mesh) yapısının oluşturulması sağlanmıştır. Sınır koşulu olarak, kök dış yüzeyindeki tüm noktalar sabit tutulmuş, modeldeki diğer tüm noktalar 3 boyutlu serbestlik derecesine sahip olarak tanımlanmıştır (Şekil 2. 4.).



Şekil 2.4. Maksiller 1.keser diş modelinin sınır koşulları

Geometrik şekil oluşturulurken, insizal bitim şekli ile porselen kalınlığı göz önünde bulunduruldu. Çalışmada, insizal bitim şekillerinden featheredge, insizal bevel ve palatal overlapped bitimleri simüle edildi. Hazırlanan porselen laminate veneerde chamfer şeklinde basamak ile 100 µm siman kalınlığı ve 500 µm ve 1000 µm porselen kalınlıkları tasarlandı.

Çalışmada ısı ve basınçla şekillendirilen seramik sistemlerinden IPS E-Max♣, feldspatik dental seramiklerden Ceramco♠, alümina ile güçlendirilmiş sistemlerden In Ceram* ve zirkonia ile güçlendirilmiş sistemlerden Cercon♠; siman olarak ise, ışıkla sertleşen rezin siman olan Variolink II♣ kullanıldı.

İncelenen modellere ait düğüm sayısı tablo 1'de gösterilmiştir.

♣ Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
♠ Densplay, Burlington, NJ, USA
* Vita Zahnfabrik, 79713 Bad Sackingen, Germany

Tablo 2.1. Modellere ait düğüm sayıları

Restorasyon	**Nodes (düğüm)**	**Element**
İnsizal bevel, 1mm	110743	80044
İnsizal bevel, 0.5mm	103083	74254
Featheredge, 1mm	141518	101919
Featheredge, 0.5mm	116899	83464
Overlapped, 1mm	140730	101867
Overlapped, 0.5mm	120608	94064

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan materyallerin ve diş dokularının elastik modülüs ve poisson oranı değerleri

Materyal	**Elastik modülüs (Gpa)**	**Poisson oranı**	**Referans**
IPS E-Max	95	0.23	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2007
Ceramco	70	0.19	Güngör ve ark. 2004
Cercon	210	0.3	Kler ve ark. 2007
In Ceram	280	0.23	Vita Zahnfabrik, Germany, 2007
Variolink II	8.3	0.24	Güngör ve ark. 2004
Mine	48	0.33	Güngör ve ark. 2004
Dentin	18.6	0.31	Güngör ve ark. 2004

Sonlu elemanlar stres analizi için literatürden elde edilen veriler doğrultusunda elastisite modülleri ve poisson oranları tablo 2. 2'de görülmektedir.

Çalışma, 3 aşamada yapılmış ve değerlendirilmiştir.

1. Üç farklı preparasyon tipi (insizal bevel, featheredge, overlapped) ve iki farklı porselen kalınlığı (50.5 mm ve 1 mm) uygulanan modellerde stres analizi (0°, 60° ve 120° açı ile kuvvet uygulandı)
2. Farklı porselen sistemleri (Cercon, Ceramco, In-ceram, IPS E-max) uygulanan modellerde stres analizi
3. Termal analiz

2.1. Üç farklı preparasyon tipi (insizal bevel, featheredge, overlapped) ve iki farklı porselen kalınlığı (0.5 mm ve 1 mm) uygulanan modellerde stres analizi (0°, 60° ve 120° açı ile kuvvet uygulaması)

Çalışmanın ilk bölümünde featheredge, insizal bevel ve palatal overlapped tarzındaki insizal bitimleri simüle eden modellere 0.5 mm ve 1 mm porselen kalınlıkları ile 100 µm siman kalınlıkları ilave edildi (Tablo 2.3).

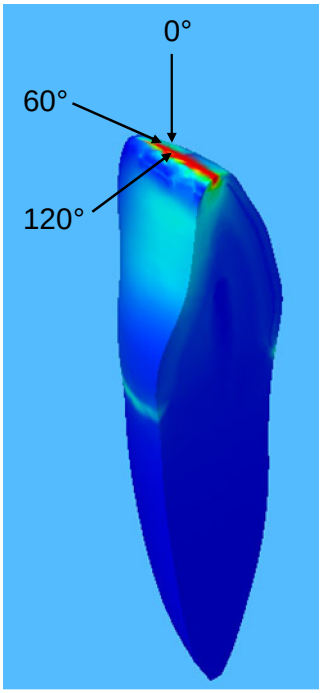
Çalışmada tablodaki 6 farklı durumu ifade eden matematiksel modeller hazırlandı.

Tablo 2.3. Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modellerin özellikleri

Gruplar	Kesim tipi	Porselen kalınlığı	Siman kalınlığı
Durum 1	Featheredge	1mm	100µ
Durum 2	Featheredge	0.5mm	100µ
Durum 3	İnsizal bevel	1mm	100µ
Durum 4	İnsizal bevel	0.5mm	100µ
Durum 5	Overlapped	1mm	100µ
Durum 6	Overlapped	0.5mm	100µ

Not: Her bir durum için, 0º, 60º ve 120º lik açılarla kuvvet uygulamaları değerlendirildi.

Literatürde ön dişlere gelen ısırma kuvvetleri ile ilgili farklı değerler rapor edilmiştir. Ancak, analiz esnasında anterior dişlere ısırma anında gelen makaslama kuvvetlerini taklit etmek açısından, maksiller 1. keser dişin palatinal insizal kenarına 0º, 60º ve 120º lik açılarla 200 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 2.5). Uygulanan kuvvetler statik kuvvetlerdir.



Şekil 2.5. Kuvvet uygulama açıları

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğundan stres seviyeleri, *Von Misses* kriterlerine göre hesaplanmıştır ve stres bölgeleri grafiklerde görüntülenmiştir. Elde edilen matematiksel değerler Megapascal (MPa) cinsinden verilmiştir. Daha sonra her gruptaki *Von Misses* stres dağılım ve miktarları; porselen laminate veneerde, mine ve dentin dokularında, ana modelin ve diş dokularının sagittal kesitlerinde ayrı ayrı incelenmiştir.

2.2. Farklı porselen sistemleri (Cercon, Ceramco, In-ceram, IPS E-max) uygulanan modellerde stres analizi

Çalışmanın 2. bölümünde porselen kalınlığı, siman kalınlığı ve uygulanan fonksiyonel kuvvet açısı sabit tutularak, laminate veneer yapımında kullanılan seramik sistemlerinden IPS E-Max, Ceramco, In Ceram ve Cercon stress dağılımı açısından incelendi. Bu amaçla, insizal bevel bitime sahip modele 500 µm porselen kalınlığı ve 100 µm siman kalınlığı ilave edildi. Her bir seramik sistemi için modellerin insizal kenarına 0° açı ile 200 N kuvvet uygulandı.

2.3.Termal stres analizi

Çalışmanın son bölümünde ise, ikinci bölümde kullanılan kombinasyonlara ilave olarak, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çeşitli porselen laminate veneer ve diş dokularında oluşan termal stresler analiz edilmiştir. Bu amaçla oluşturulan modellere çalışmada kullanılan porselen sistemlerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin yüklenmesinden sonra 2 farklı sıcaklık koşulu için termal stres ve sıcaklık dağılım analizi yapıldı. Ağız içi sıcaklığı 36° kabul edilerek, 5° soğuk ve 60° derece sıcak uygulaması yapıldı. Analizi yapılan modellere ait bulgular *Von Misses* kriterlerine göre incelendi. (Tablo 2.4)

Tablo 2.4. Çalışmada kullanılan materyallerin termal özellikleri ve referanslar

Materyal	**Termal genleşme katsayısı**	**Referans**
IPS E-Max	$10.55 \pm 0.4\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2007
Ceramco	$13\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Güngör ve ark. 2004
Cercon	$10.5\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Kler ve ark. 2007
In Ceram	$7.4\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Vita Zahnfabrik, Germany, 2007
Variolink II	$30\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Güngör ve ark. 2004
Mine	$10\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Güngör ve ark. 2004
Dentin	$11.4\ 10^{-6}\ K^{-1}$	Güngör ve ark. 2004

3. BULGULAR

Çalışmanın bulguları, gereç ve yöntem bölümünde belirtildiği gibi 3 ana bölüme uygun şekilde verilmiştir.

3. 1. Üç Farklı Preparasyon Tipi ve İki Farklı Porselen Kalınlığı Uygulanan Modellerde Stres Analizi

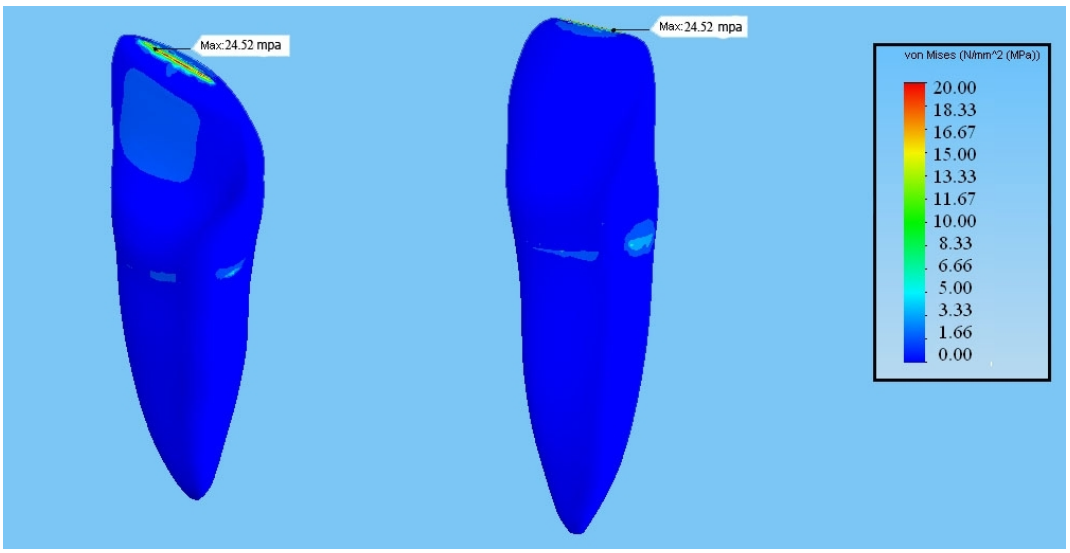
Çalışmamızın ilk bölümünde tanımlanan 6 durum için her bir modelde oluşan *Von Misses* stres değerleri 'MPa' cinsinden tüm yapıları temsil eden ana modelde, porselen laminate veneer restorasyonda (PLV), diş dokularında, ana modelin sagittal kesitinde ve koronal kısmın sagittal kesitinde ayrı ayrı incelendi.

3.1.1. Birinci Durum

Featheredge preparasyon tipinin tercih edildiği, 1 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

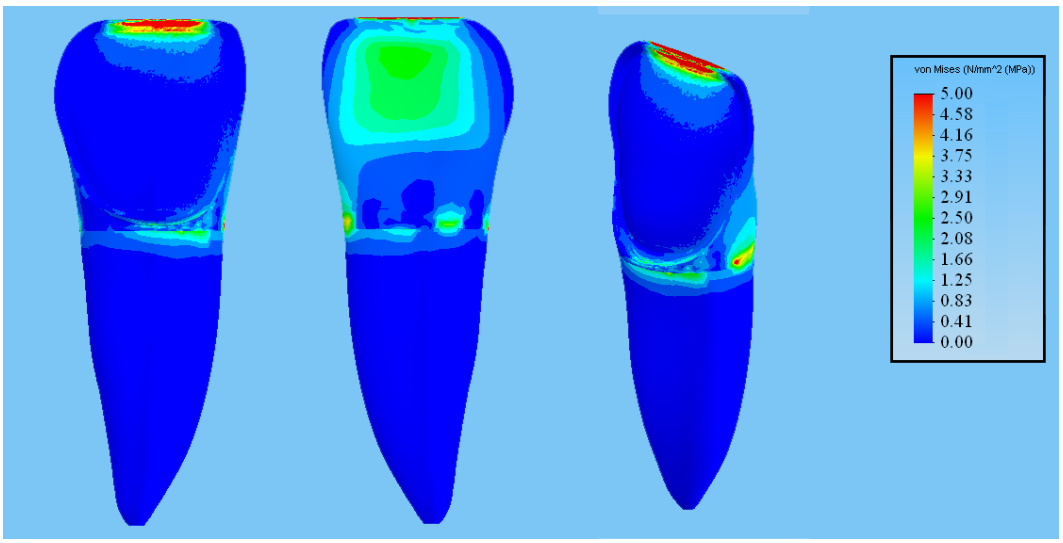
0° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 1mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, dişin kole bölgesi ve lingual yüzeyde stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 24.52 MPa olarak, kuvvetin uygulandığı insizal kenarda izlenmiştir (Şekil 3.1).

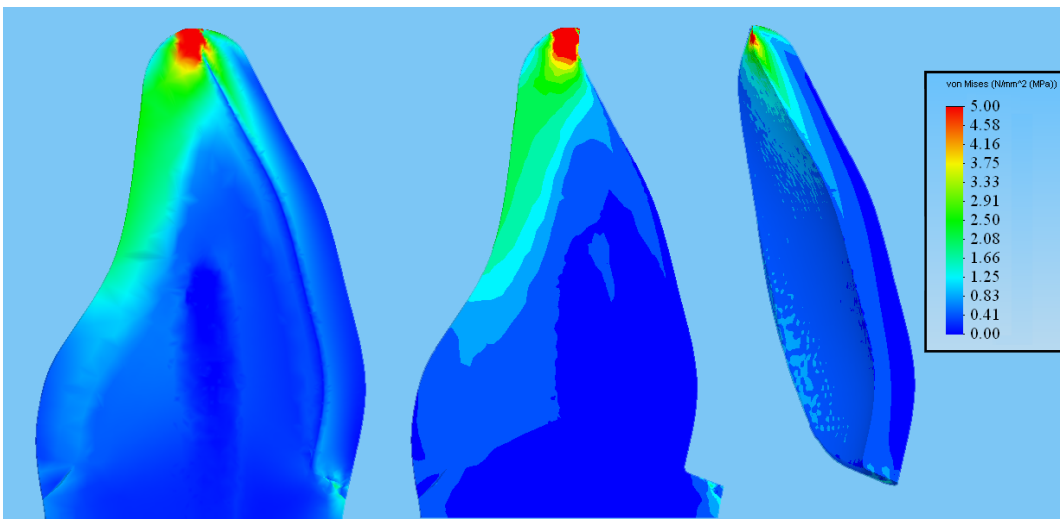


Şekil 3.1. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan stresin palatinalde mine dokusunu takip ederek palatinal yüzeye iletildiği; labialde PLV restorasyon ile kole bölgesi, preparasyon marjinleri ve buradan tekrar diş dokularına iletildiği gözlenmektedir. Ayrıca sagittal kesitlerde siman tabakasının stres yastığı görevi gördüğü ve düşük stres konsantrasyon değerleri (yaklaşık 0-0.41 MPa) sergilediği izlenmiştir (Şekil 3.2, 3.3).



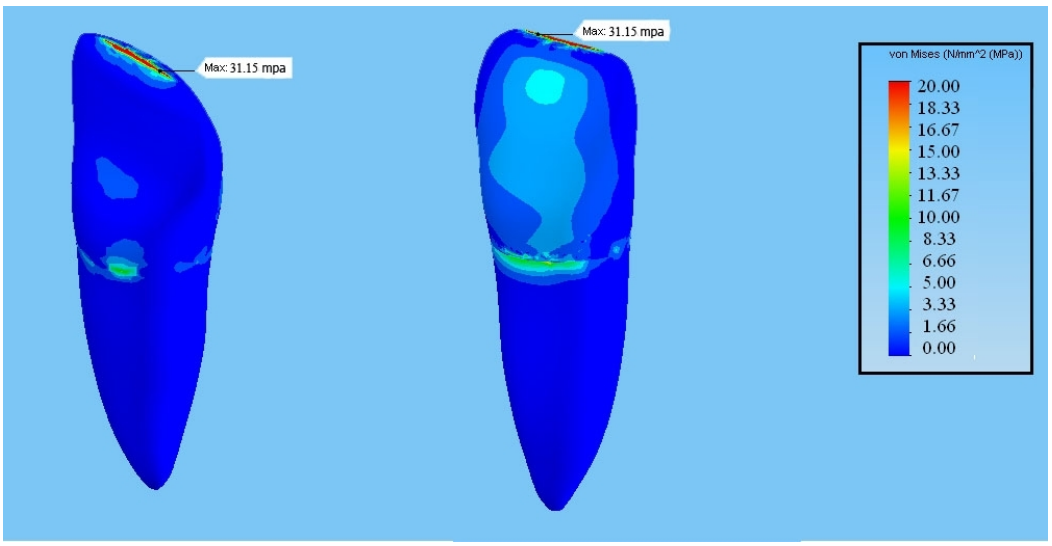
Şekil. 3.2. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.3. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

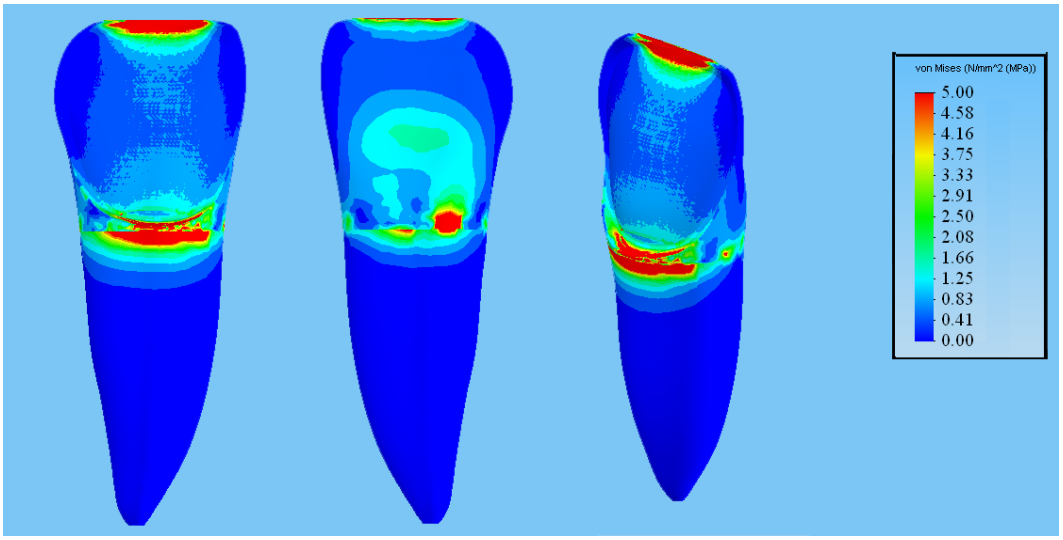
60° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 1mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, kole bölgeleri ve restorasyonun labial yüzeyinde stres lokalizasyonlarının yoğunlaştığı izlenmektedir. Maksimum değer 31.15 MPa olarak, insizal kenarda kaydedilmiştir (Şekil 3.4).

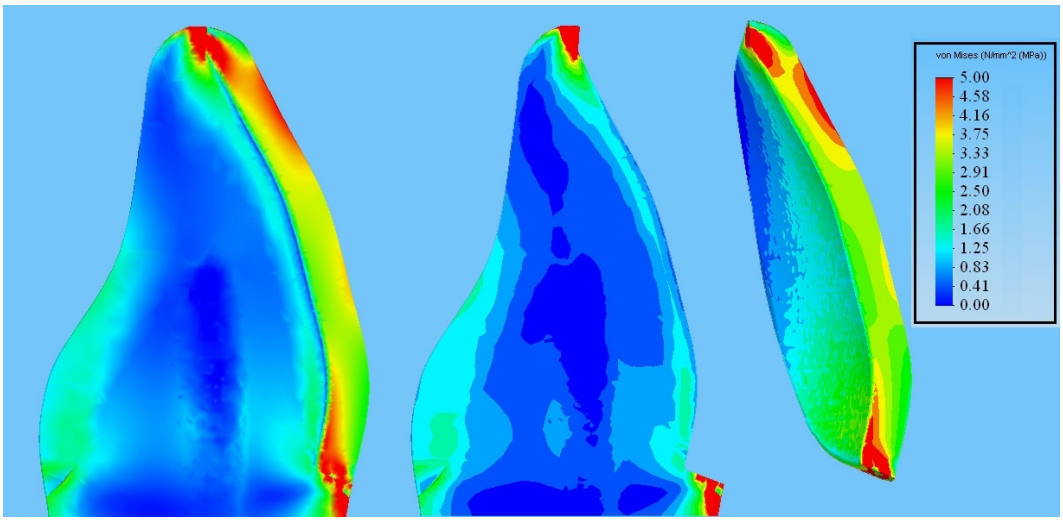


Şekil 3.4. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan streslerin tüm restorasyon boyunca yayıldığı ve buradan diş dokularına iletildiği izlenmektedir. Özellikle dişin kole bölgelerinde ve mine-sement sınırında stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Siman tabakasında ise oldukça düşük stres değerleri izlenmektedir (yaklaşık 0-2.08 MPa) (Şekil 3.5, 3.6).



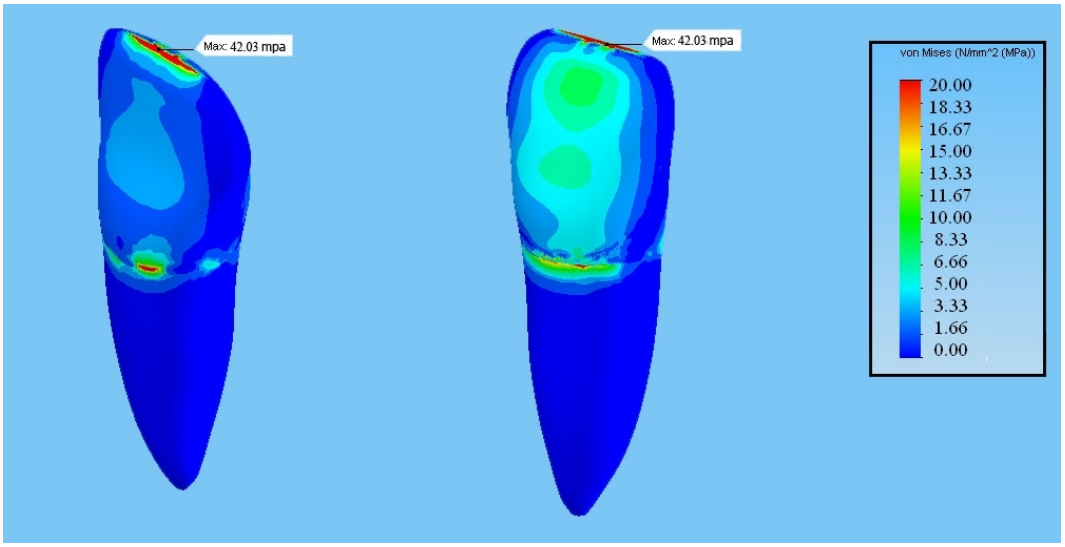
Şekil 3.5. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı



Şekil 3.6. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

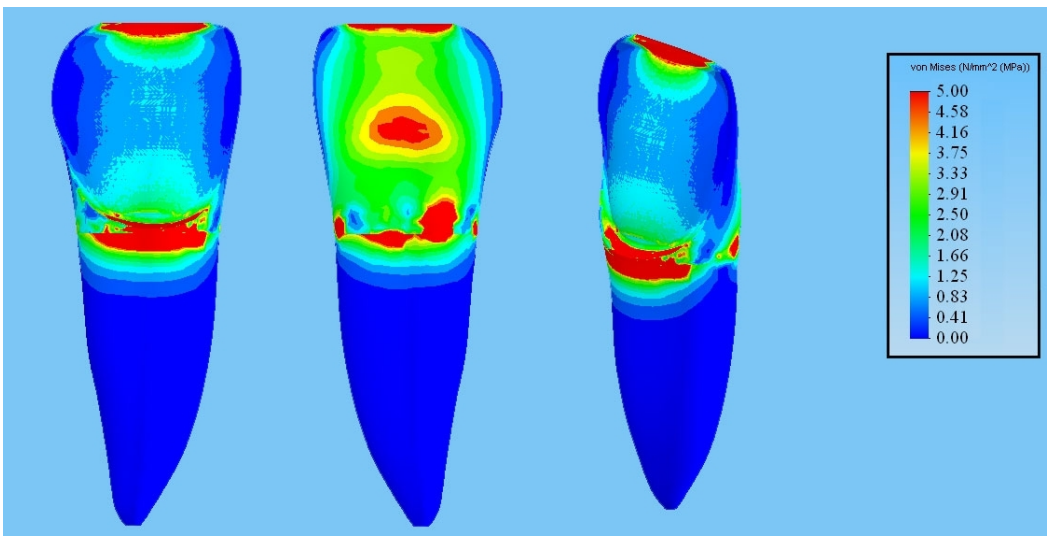
120° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 1mm porselen);

Ana model incelendiğinde; insizal kenarda, kole bölgelerinde, palatinal yüzeyin orta kısmında ve labial yüzeyde stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Labial yüzeydeki stres konsantrasyonları nispeten homojen olup restorasyonun mezial ve distal marjinlerine doğru azalarak yayılmaktadır. Maksimum değerler, 42.03 MPa olarak kuvvetin uygulandığı insizal kenarda ve 20 MPa olarak da kole bölgelerinde izlenmektedir (Şekil 3.7).

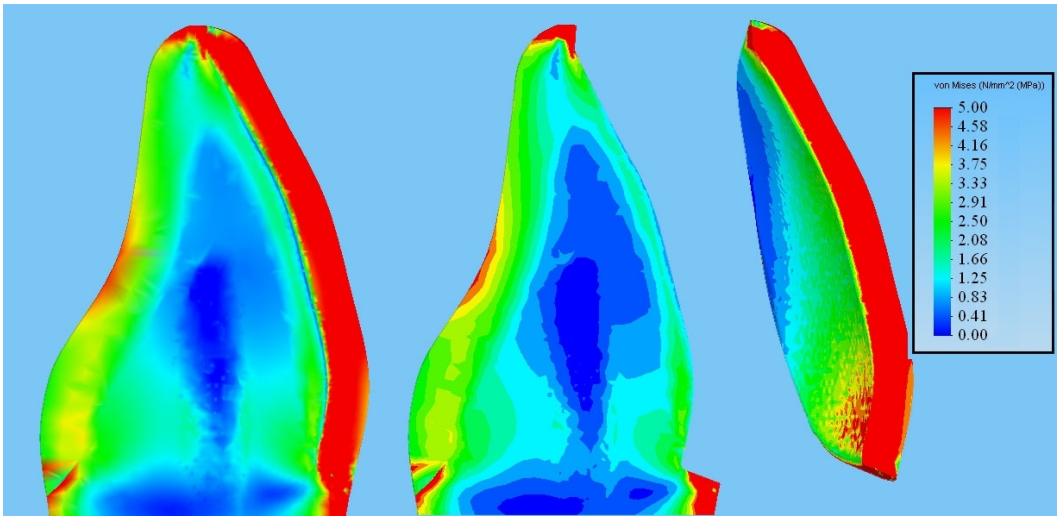


Şekil 3.7. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları incelendiğinde; dişin insizal kenarında, mine- sement sınırında ve palatinl yüzeylerde stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Dişin palatinal yüzeyinde belirgin konsantrasyonları görülürken, labialinde ise stresler, yalnızca kole bölgesi ve insizal kenarda izlenmektedir (Şekil 3.8). Koronal kısmın sagittal kesiti incelendiğinde ise; streslerin insizal kenarla birlikte tüm restorasyonda lokalize olduğu ve buradan da diş dokularına yayıldığı görülmektedir (Şekil 3.9).



Şekil 3.8. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



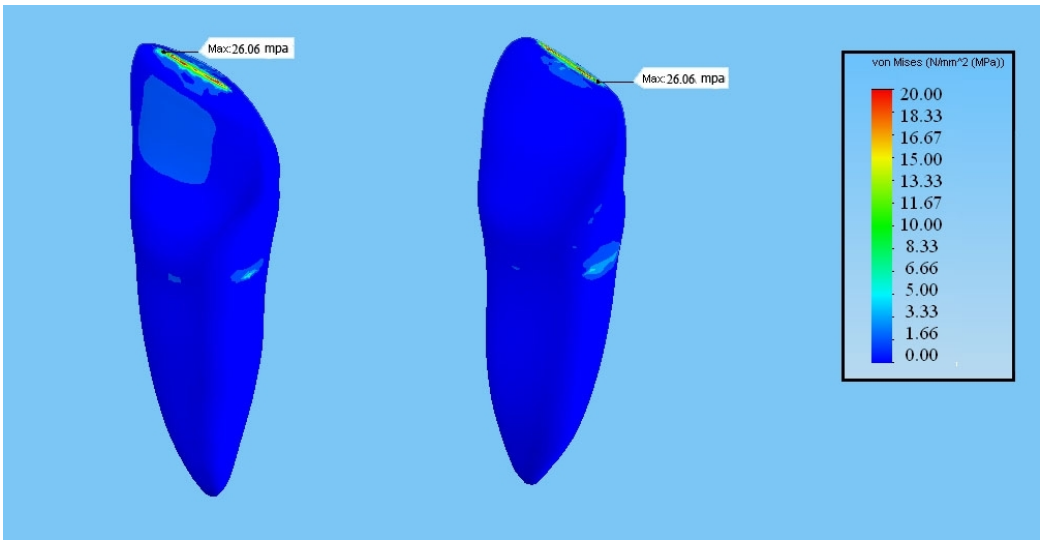
Şekil 3.9. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.1.2. İkinci Durum

Featheredge preparasyon tipinin tercih edildiği, 0.5 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

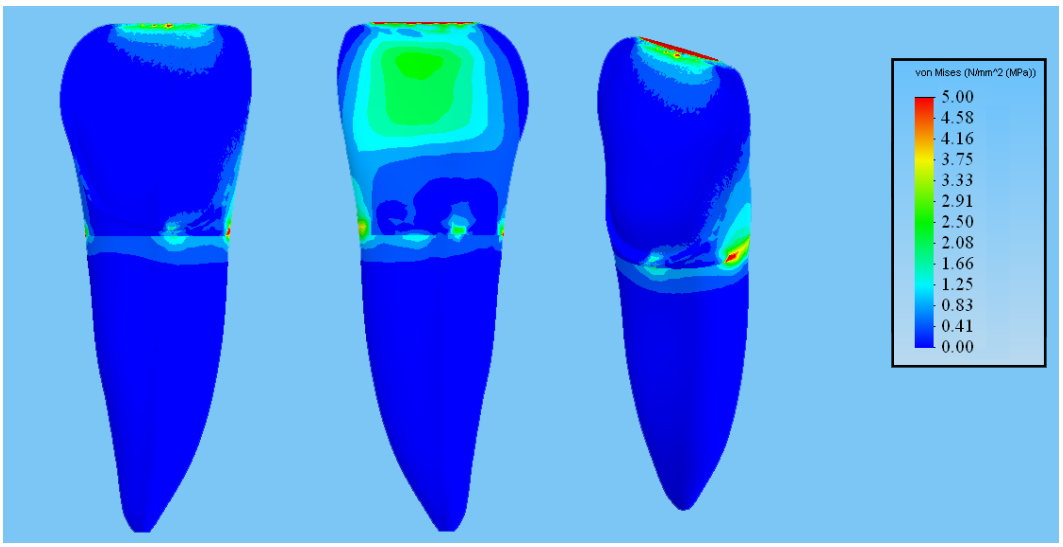
0° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 0.5 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, dişin kole bölgesi ve palatinal yüzeyde stres konsantrasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 26.06 MPa olarak, kuvvetin uygulandığı insizal kenarda izlenmiştir. Kole bölgelerinde izlenen max. değer 5 MPa iken lingual yüzeyin orta bölümünde bu değer 3.33 MPa'dır (Şekil 3.10).

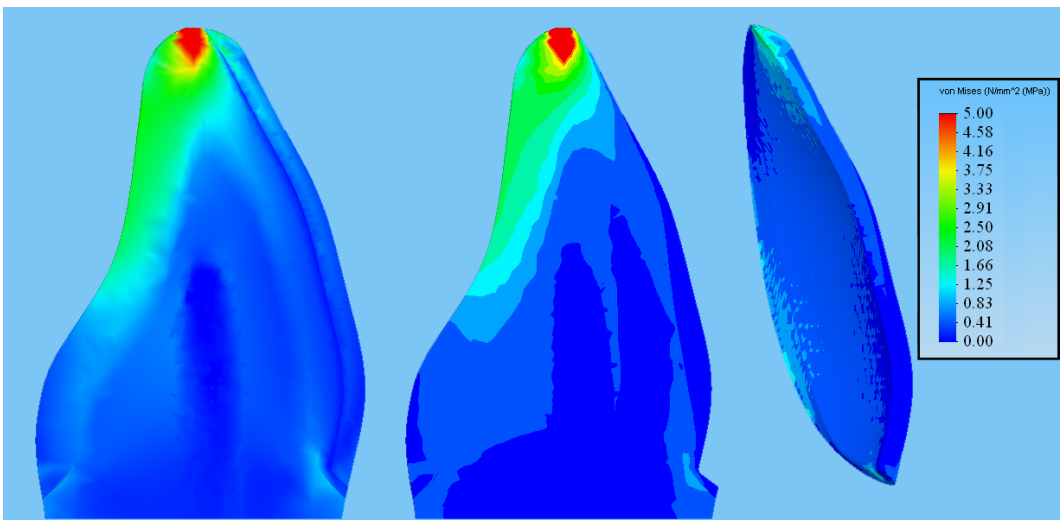


Şekil 3.10. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan stresin palatinalde mine dokusunu takip ederek palatinal yüzeye iletildiği; labialde PLV restorasyon ile kole bölgesi, preparasyon marjinleri ve buradan tekrar diş dokularına iletildiği gözlenmektedir. Palatinal yüzeyde izlenen max. stres değeri 3.33 MPa'dır. Mezial ve distal kole bölgelerinde ise max. stres değeri 5 MPa'ı bulmaktadır. Sagittal kesitlerde siman tabakasının oldukça düşük stres değerleri (yaklaşık 0-0.83 MPa) sergilediği de izlenmektedir (Şekil 3.11, 3.12).



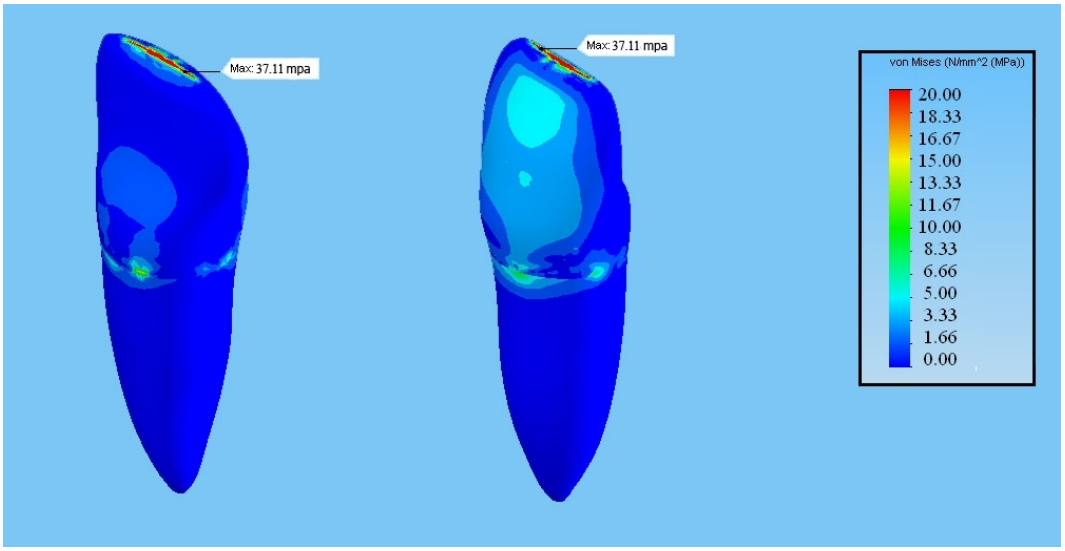
Şekil 3.11. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.12. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

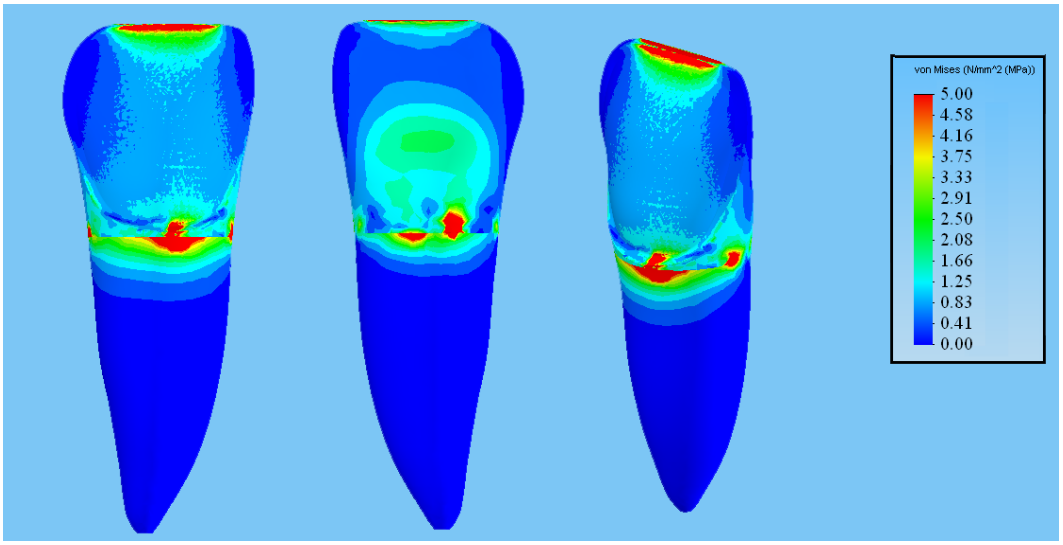
60° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 0.5 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, dişin kole bölgesi ve restorasyonun labial yüzeyinde stres lokalizasyonlarının yoğunlaştığı izlenmektedir. Maksimum değer 37.11 MPa olarak insizal kenarda kaydedilmiştir. Labial yüzeyin ortasında izlenen max. değer 5 MPa iken, kole bölgelerinde 16.67 MPa'ı bulmaktadır (Şekil 3.13).

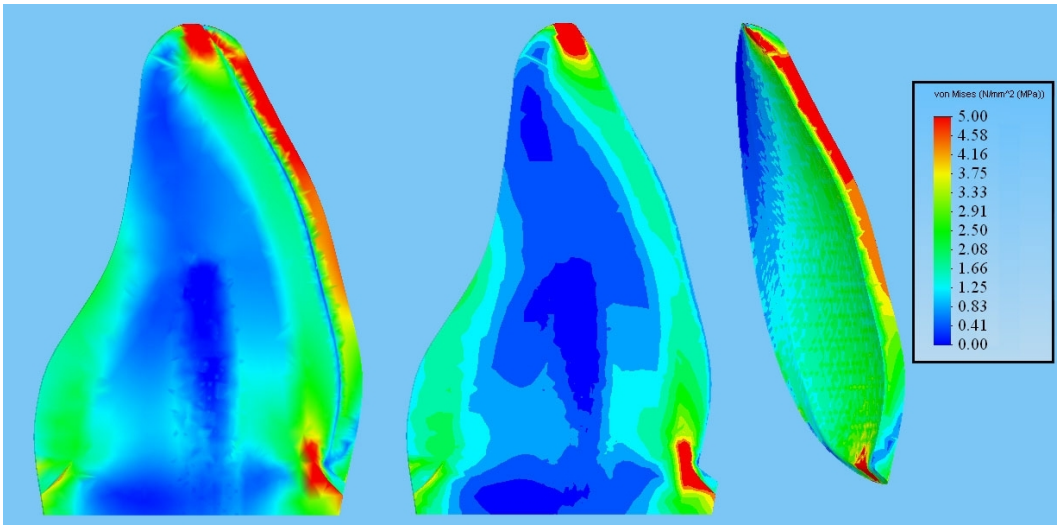


Şekil. 3.13. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan streslerin tüm restorasyon boyunca yayıldığı ve buradan diş dokularına iletildiği izlenmektedir. Özellikle kole ve dişin basamak bölgesinde stres konsantrasyonunun fazla olduğu görülmektedir. Siman tabakasında ise düşük stres değerleri (yaklaşık 0-0.83 MPa) izlenmektedir (Şekil 3.14, 3.15).



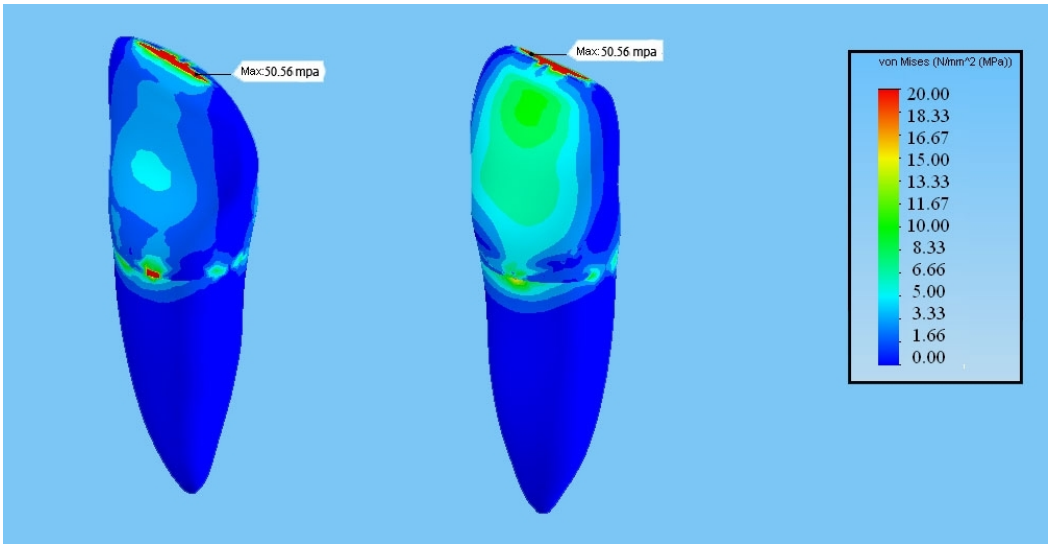
Şekil 3.14. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.15. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

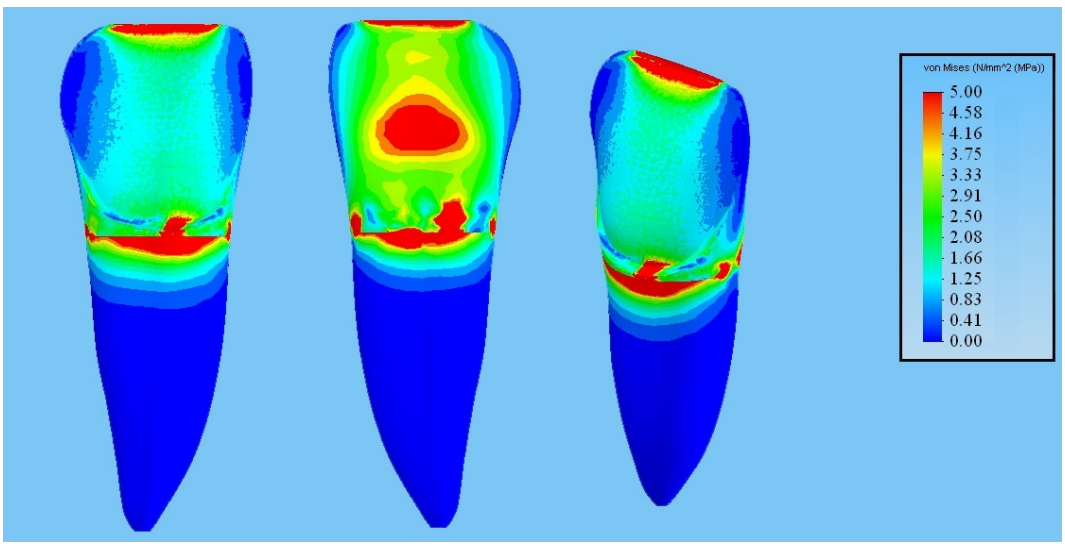
120° kuvvet uygulaması ile (Featheredge, 0.5 mm porselen):

Ana model incelendiğinde; insizal kenarda, kole bölgelerinde, palatinal yüzeyin orta kısmında ve labial yüzeyde stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Labial yüzeydeki stres konsantrasyonları restorasyonun mezial ve distal marjinlerine doğru azalarak yayılmaktadır. Maksimum değer olarak 50.56 MPa olarak kuvvetin uygulandığı insizal kenarda izlenmektedir (Şekil 3.16).

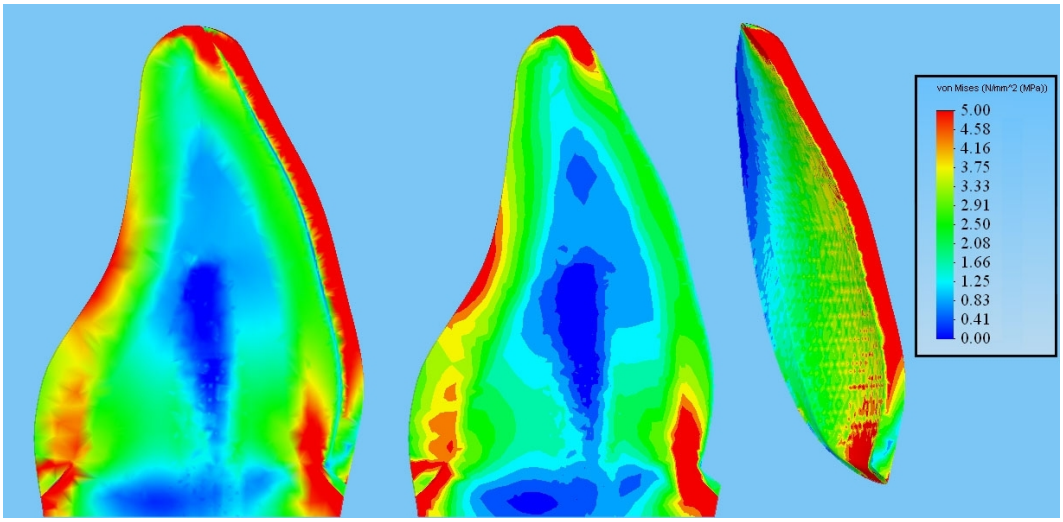


Şekil 3.16. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları incelendiğinde; dişin insizal kenarında, mine-sement sınırında, labial ve palatinal yüzeylerde stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Palatinal yüzeyde izlenen max. stres değeri 5 MPa'dır. Kole bölgesinde ise çok daha belirgin stres konsantrasyonları vardır. Koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde ise; streslerin insizal kenarla birlikte tüm restorasyonda lokalize olduğu ve buradan da diş dokularına yayıldığı görülmektedir. Siman tabakasındaki max. stres değeri yaklaşık 2.5 MPa'dır. İnsizal kenara 120° ile uygulanan kuvvetlerin hem diş dokularında hem de restorasyonda çok daha fazla stres konsantrasyonları oluşturduğu görülmektedir (Şekil 3.17, 3.18).



Şekil 3.17. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı



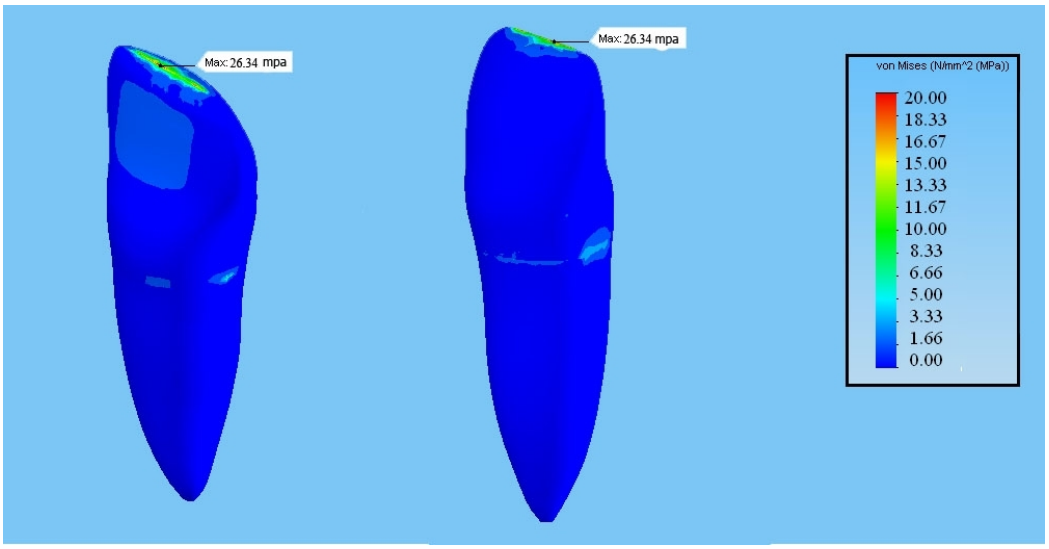
Şekil 3.18. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitinde stres dağılımları

3.1.3. Üçüncü Durum

İnsizal bevel preparasyon tipinin tercih edildiği, 1 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

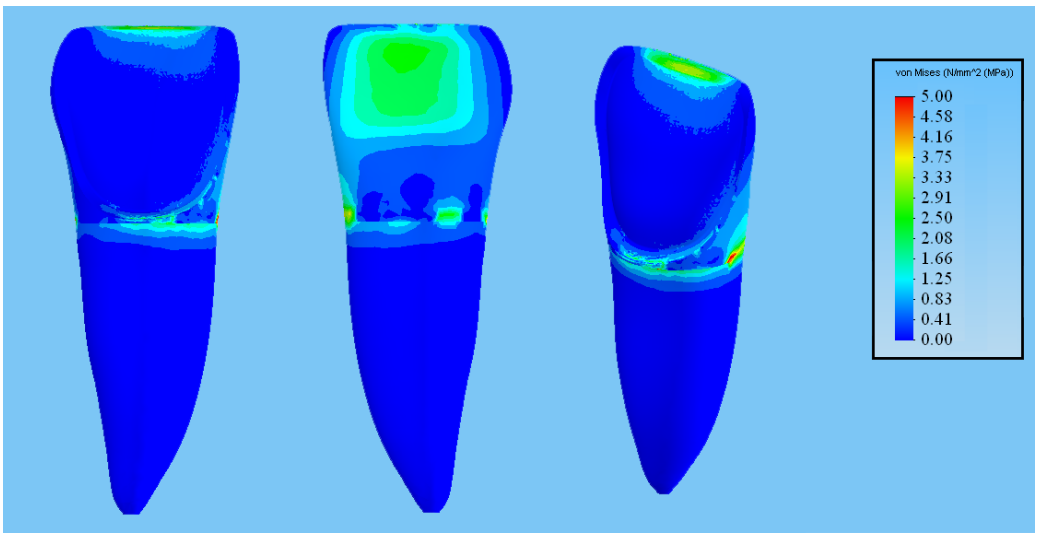
0° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 1 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; insizal kenar, kole bölgesi ve palatinal yüzeyde stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 26.34 MPa olarak, kuvvetin uygulandığı insizal kenarda izlenmiştir (Şekil 3.19).

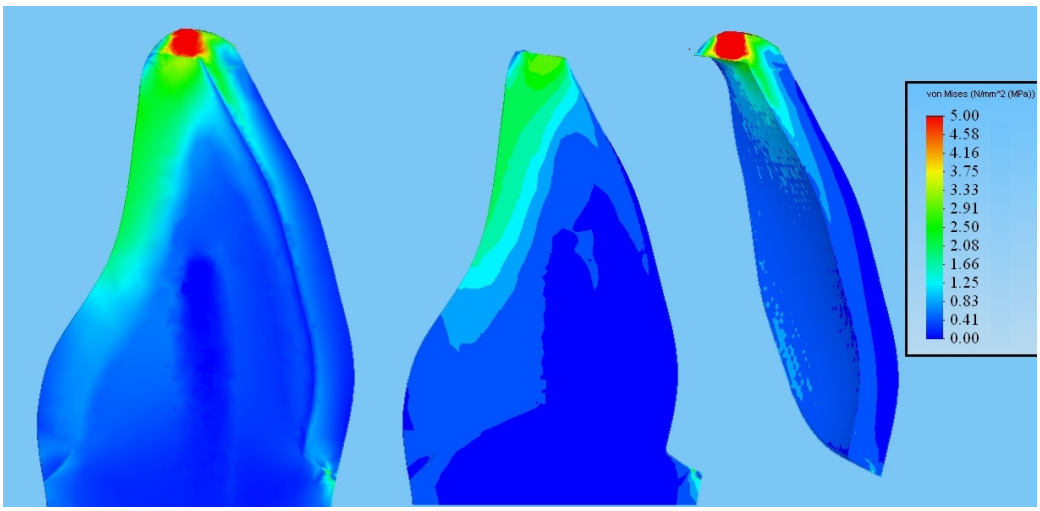


Şekil 3.19. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan stresin palatinal mine dokusunu takip ederek palatinal yüzeye iletildiği; labialde PLV restorasyon ile kole bölgesi, preparasyon marjinleri ve buradan tekrar tekrar diş dokularına iletildiği gözlenmektedir. Dişin lingual yüzeyinde max. 2.50 MPa stres gözlenirken, kole bölgelerinde bu değer 5 MPa'ı bulmaktadır. Ayrıca sagittal kesitlerde siman tabakasının stres yastığı görevi gördüğü ve düşük stres konsantrasyon değerleri (0-1.25 MPa) sergilediği izlenmiştir (Şekil 3.20, 3.21).



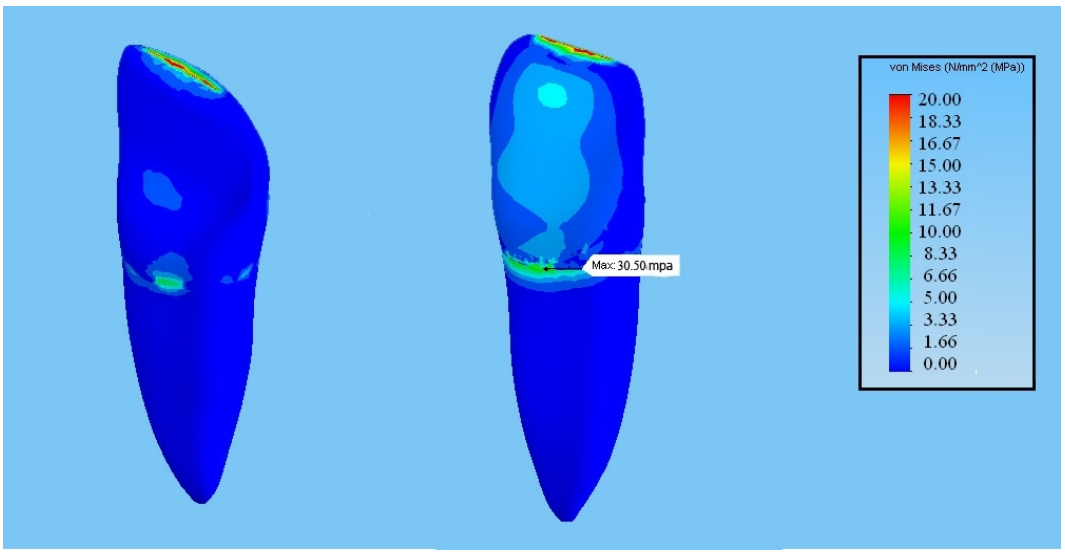
Şekil 3.20. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.21. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

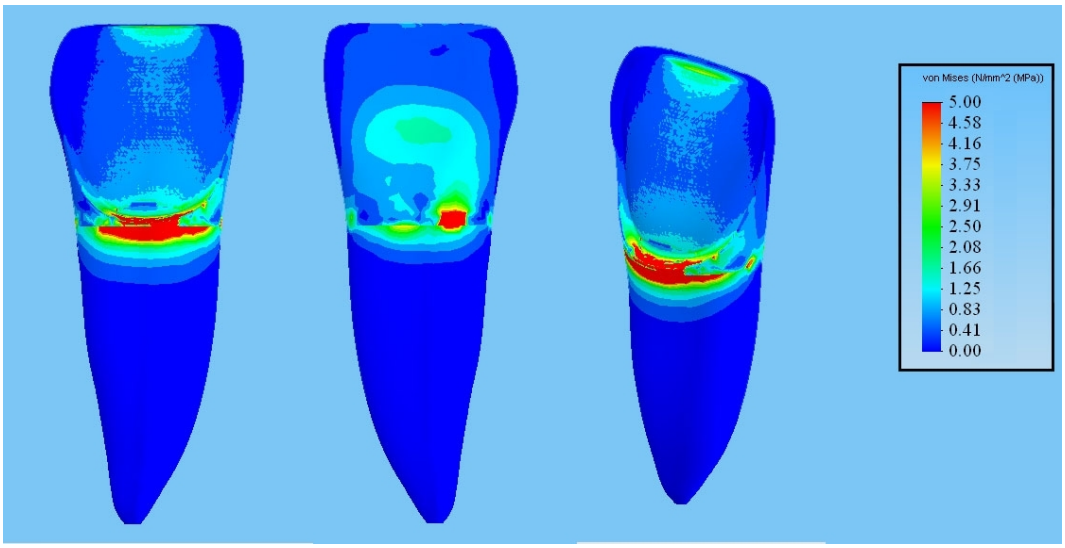
60° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 1 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, kole bölgesi ve restorasyonun labial yüzeyinde stres lokalizasyonlarının yoğunlaştığı izlenmektedir. Maksimum değer 30.5 MPa olarak labial kole bölgesinde kaydedilmiştir. İnsizal kenardaki max. stres değeri ise 20 MPa'dır (Şekil 3.22).

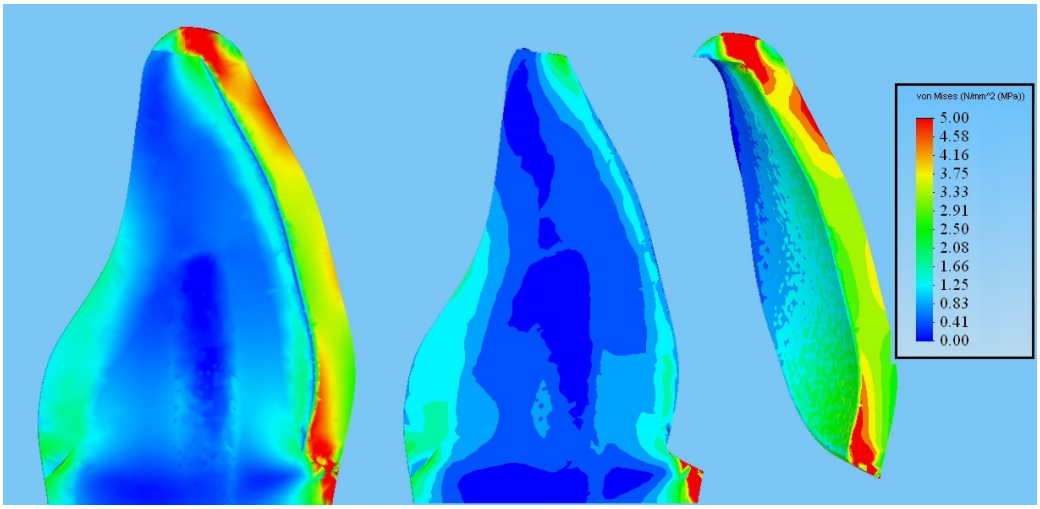


Şekil 3.22. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan streslerin tüm restorasyon boyunca yayıldığı ve buradan diş dokularına iletildiği izlenmektedir. En fazla stres yoğunlaşması, dişin kole bölgelerinde ve mine sement sınırında görülmektedir (Şekil 3.23, 3.24).



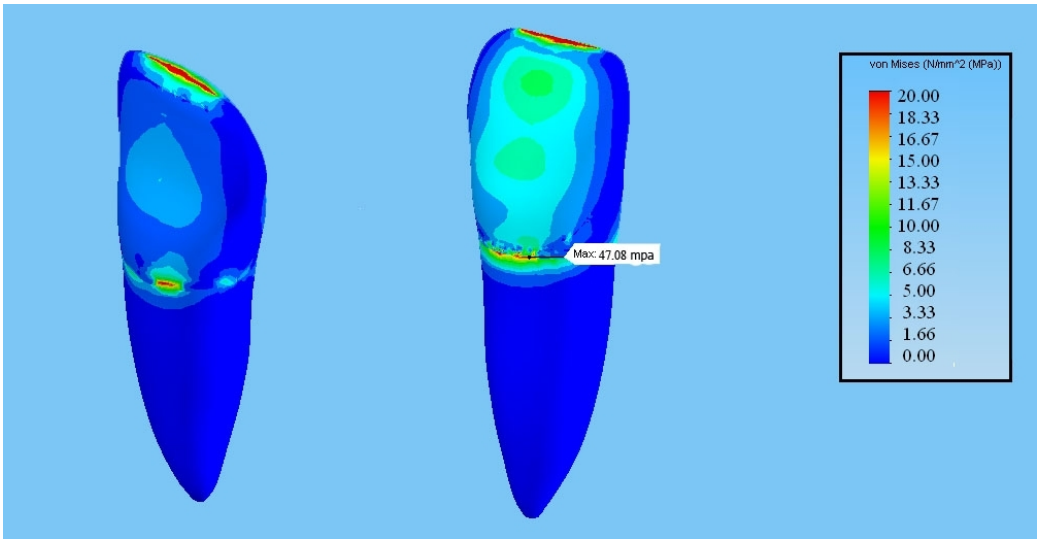
Şekil 3.23. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.24. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

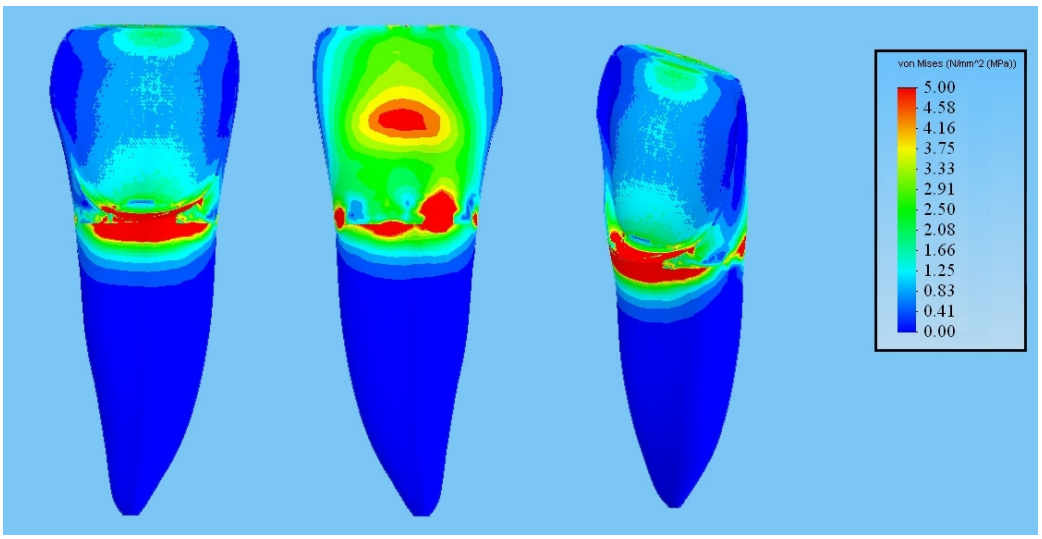
120° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 1 mm porselen);

Ana model incelendiğinde: fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, kole bölgesi ve restorasyonun labial yüzeyinde stres lokalizasyonlarının yoğunlaştığı izlenmektedir. Maksimum değer 47.08 MPa olarak labial kole bölgesinde kaydedilmiştir. İnsizal kenarda oluşan max. stres değeri 20 MPa, labial yüzeyde 11.67 MPa'dır (Şekil 3.25).

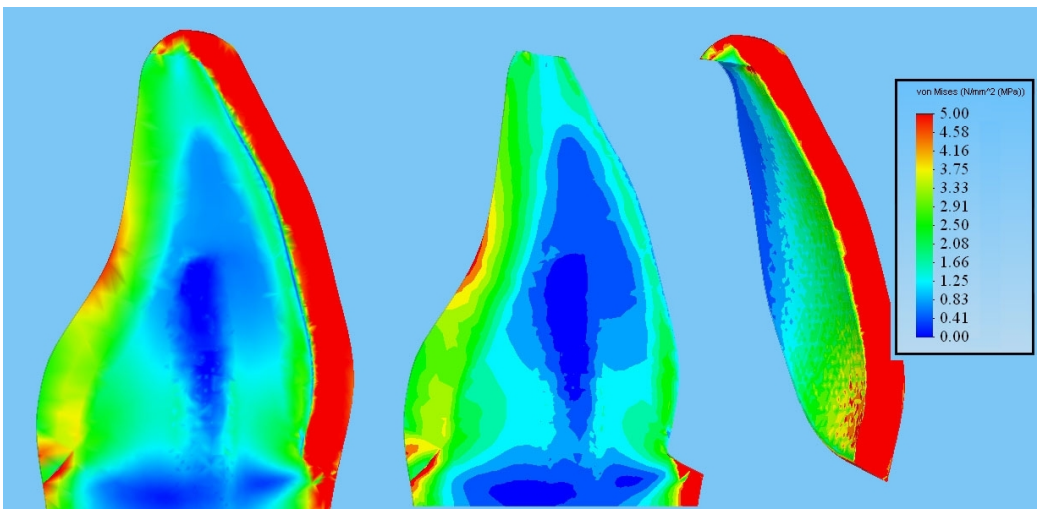


Şekil 3.25. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile ana modelin ve koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde: insizal kenarda yoğunlaşan streslerin tüm restorasyon boyunca yayıldığı ve buradan diş dokularına iletildiği izlenmektedir. Restorasyonda homojen ve oldukça belirgin bir stres konsantrasyonu olduğu görülmektedir. En fazla stres konsantrasyonu, labial koledeki diş-restorasyon birleşim bölgesinde izlenmektedir (Şekil 3.26, 3.27).



Şekil 3.26. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



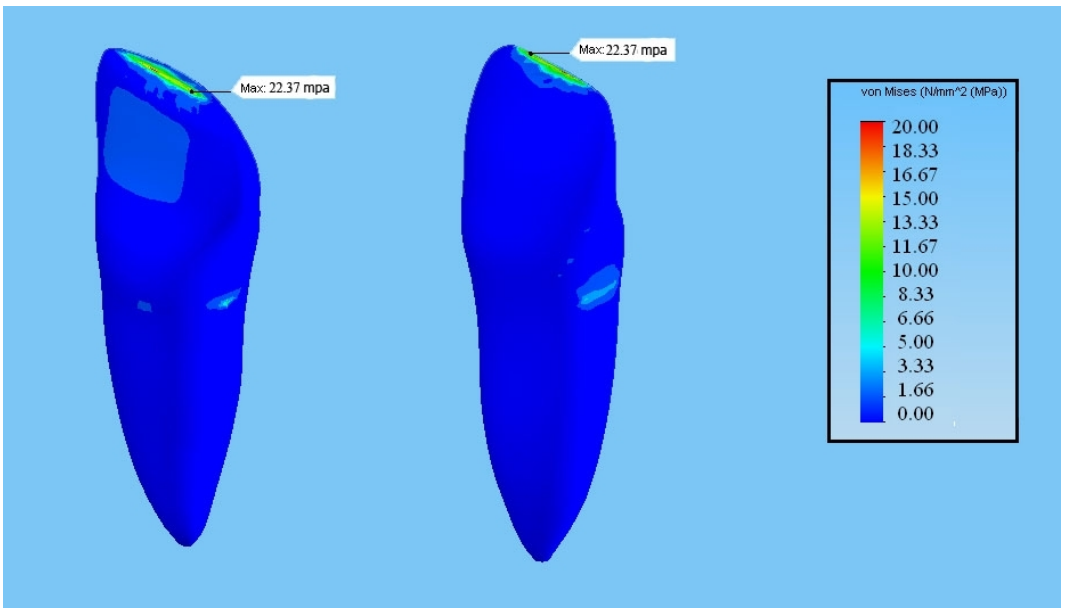
Şekil 3.27. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.1.4. Dördüncü Durum

İnsizal bevel preparasyon tipinin tercih edildiği, 0.5 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

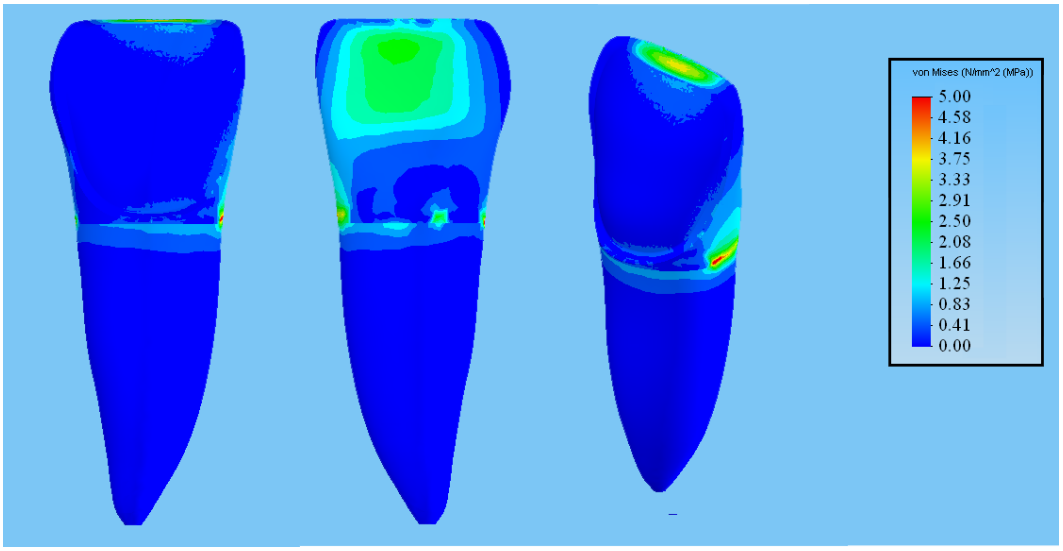
0° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 0.5 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; insizal kenar, dişin kole bölgesi ve palatinal yüzeyde stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 22.37 MPa olarak, kuvvetin uygulandığı insizal kenarda izlenmiştir (Şekil 3.28).

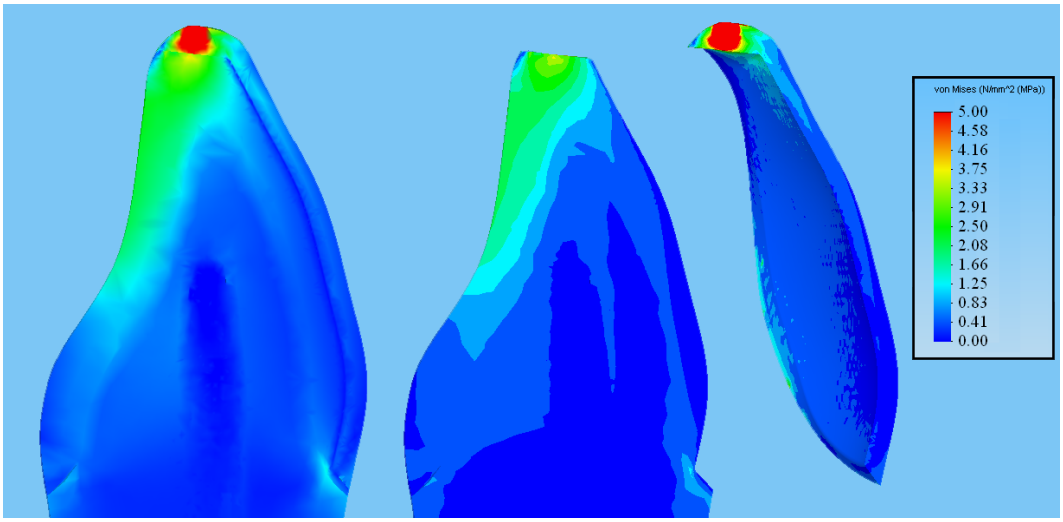


Şekil 3.28. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; insizal kenarda yoğunlaşan streslerin diş dokularını takip ederek palatinal yüzeyde ve labialde basamak bölgesinde lokalize olduğu görülmektedir. Palatinal yüzeyde izlenen max. stres değeri yaklaşık 3.33 MPa iken, preparasyon marjinlerinde 1.25 MPa'dır (Şekil 3.29, 3.30).



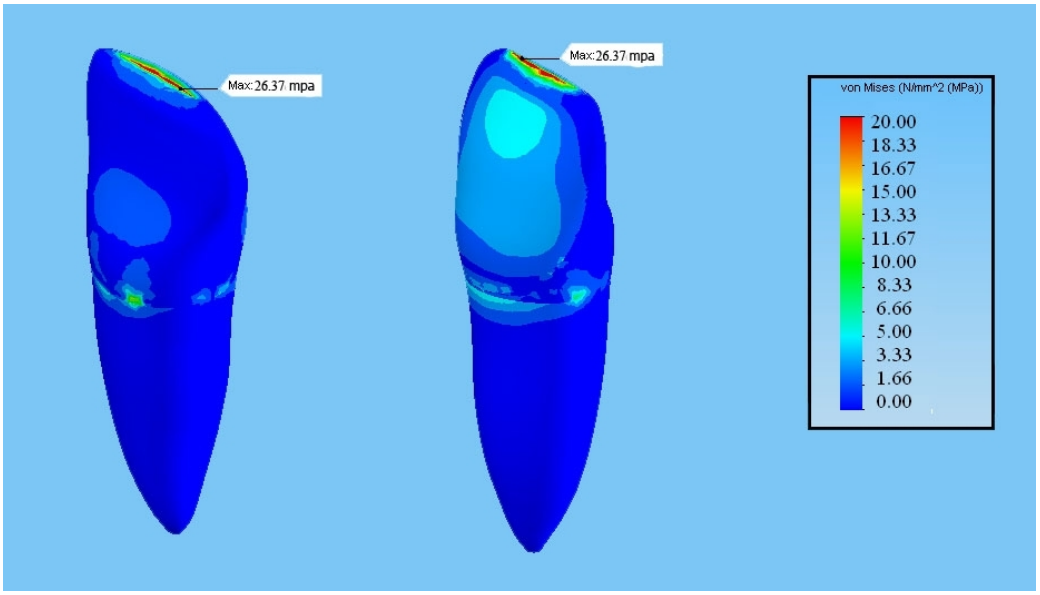
Şekil 3.29. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.30. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

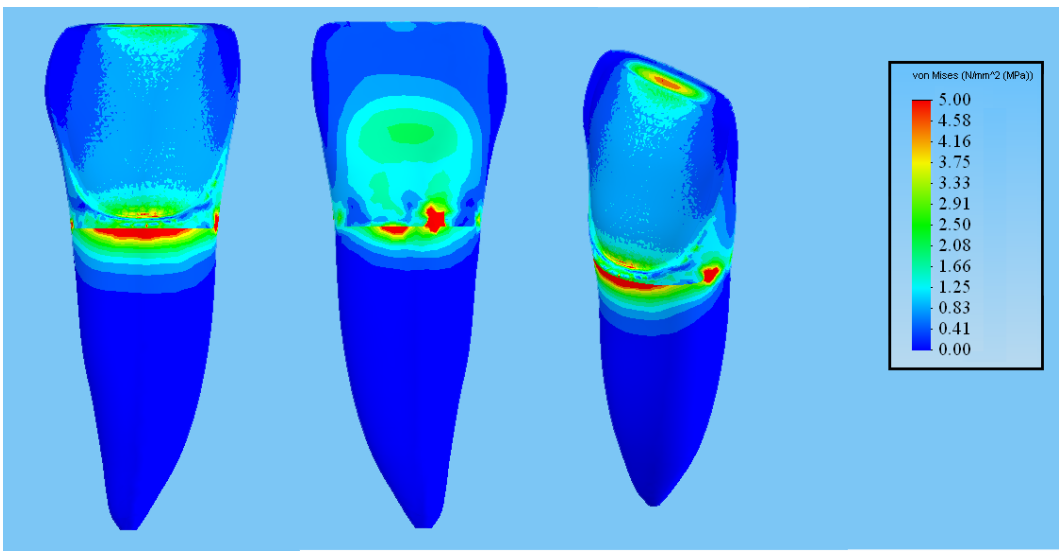
60° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 0.5 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; insizal kenar, kole bölgesi ve labial yüzeyde stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum değer 26.37 MPa olarak, kuvvetin uygulandığı insizal kenarda görülmektedir. Koledeki max. stres değeri 16.67 MPa iken, labial yüzeyde bu değer 5 MPa'dır (Şekil 3.31).

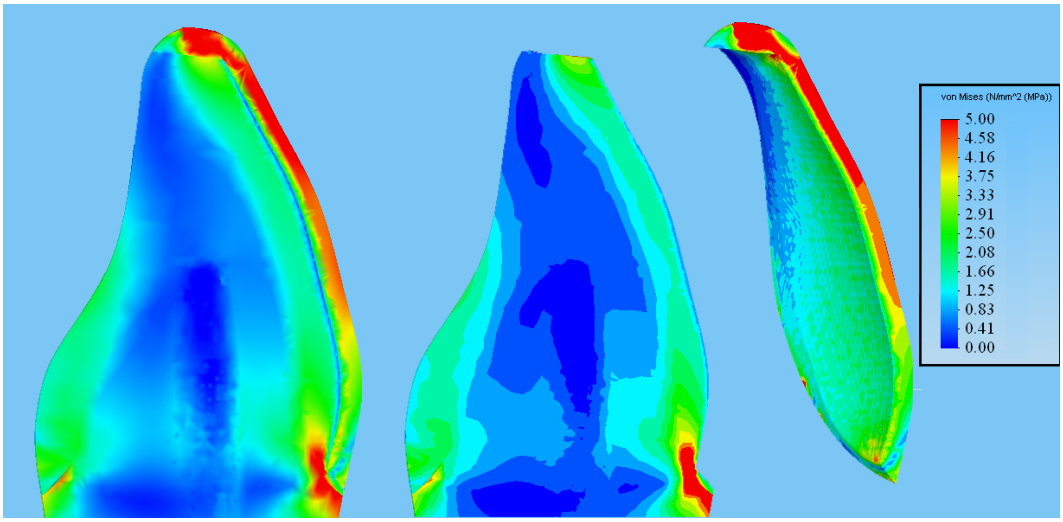


Şekil 3.31. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; streslerin daha çok insizal kenarda ve kole bölgelerinde lokalize olduğu görülmektedir. Özellikle preparasyonun basamak marjinlerinde ve mine sement sınırında stres yoğunlaşmaları görülmektedir (Şekil 3.32, 3.33).



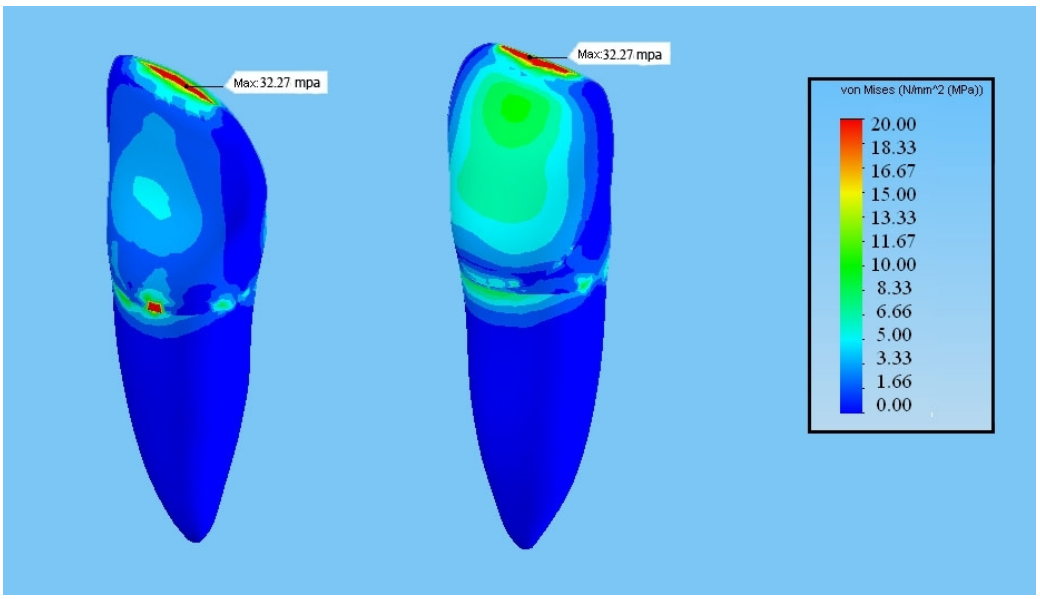
Şekil 3.32. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.33. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

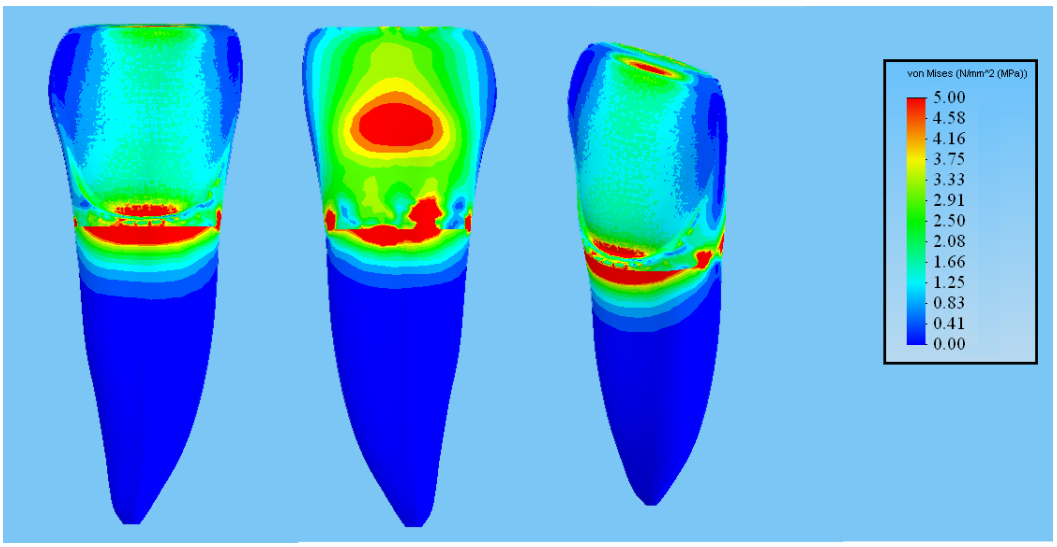
120° kuvvet uygulaması ile (İnsizal bevel, 0.5 mm porselen);

Ana model incelendiğinde; kuvvetin uygulandığı insizal kenar dışında restorasyonun labial yüzeyinde ve kolede stres yoğunlaşmaları göze çarpmaktadır. Maksimum stres değeri 32.27 MPa olarak insizal kenarda görülmektedir. Palatinal kole bölgesinde ise bu değer 20 MPa'dır (Şekil 3.34).

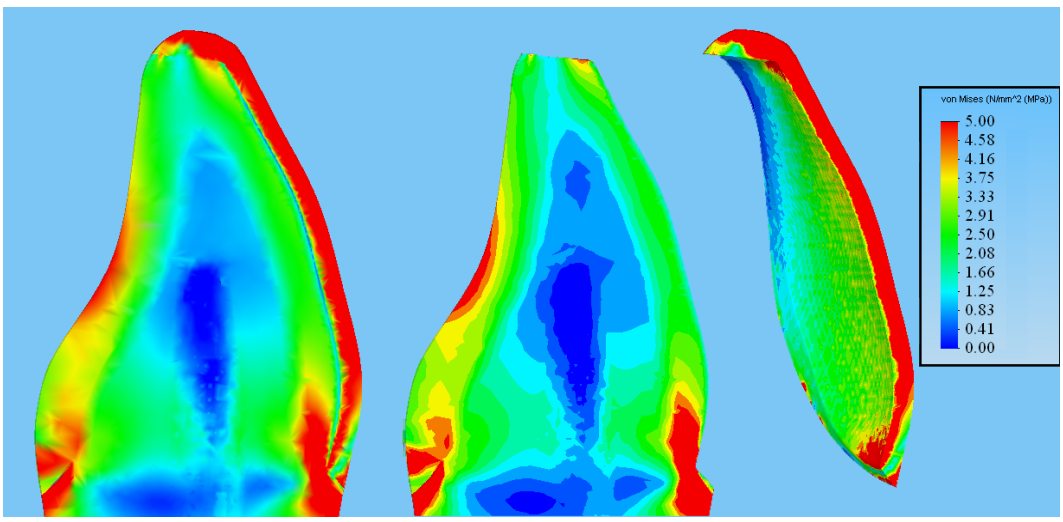


Şekil 3.34. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; hem restorasyonda hem de diş dokularında homojen ve yaygın stres konsantrasyonları görülmektedir. Stresler restorasyon aracılığı ile diş dokularına iletilmiştir. Siman tabakasında izlenen max. stres değeri yaklaşık 1.66 MPa iken, preparasyon marjinlerinde ve mine-sement sınırında bu değer 5 MPa'dır. 120° açı ile gelen fonksiyonel kuvvetlerin diş dokuları ve restorasyonda çok daha fazla stresler oluşturduğu açıkça görülmektedir (Şekil 3.35, 3.36).



Şekil 3.35. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



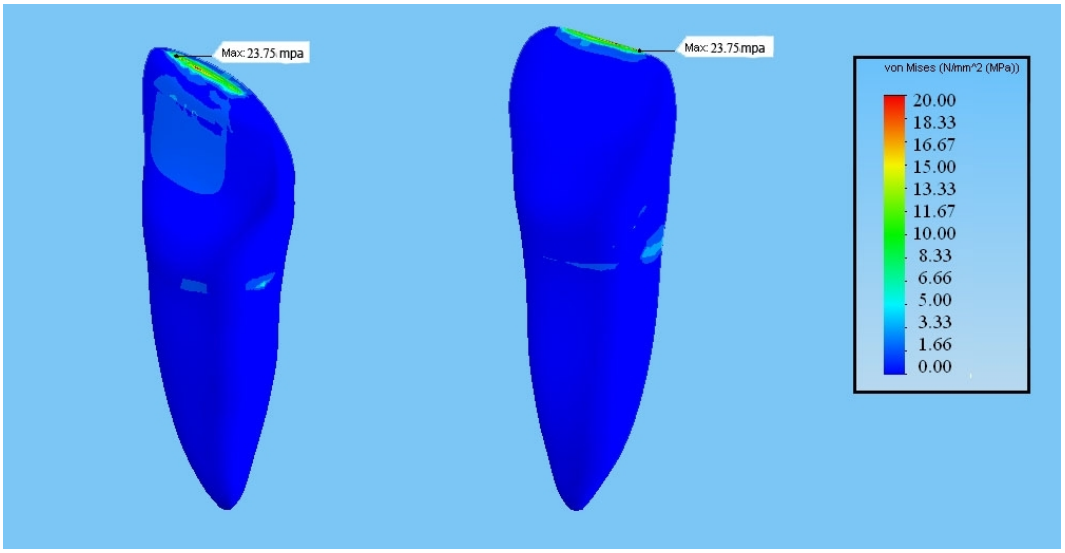
Şekil 3.36. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.1.5. Beşinci Durum

Overlapped preparasyon tipinin tercih edildiği, 1 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

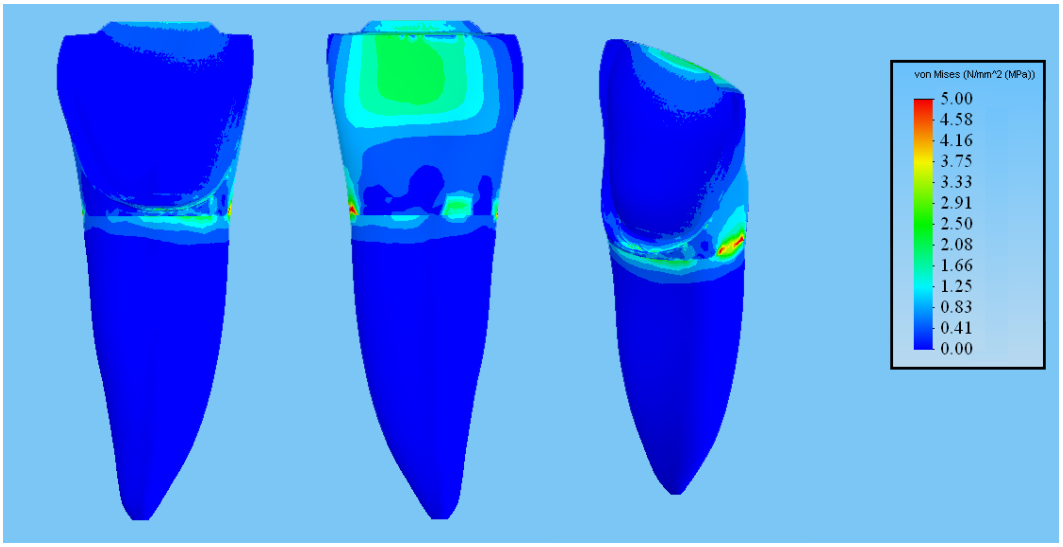
0° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 1mm porselen);

Ana model incelendiğinde; maksimum stres değeri, 23.75 MPa olarak insizal kenarda kaydedilmiştir. Kuvvetin uygulandığı bölge olan insizal kenar dışında, dişin ve restorasyonun palatinal yüzeyi ile kole bölgelerinde 5 MPa'a varan stres lokalizasyonları görülmektedir (Şekil 3.37).

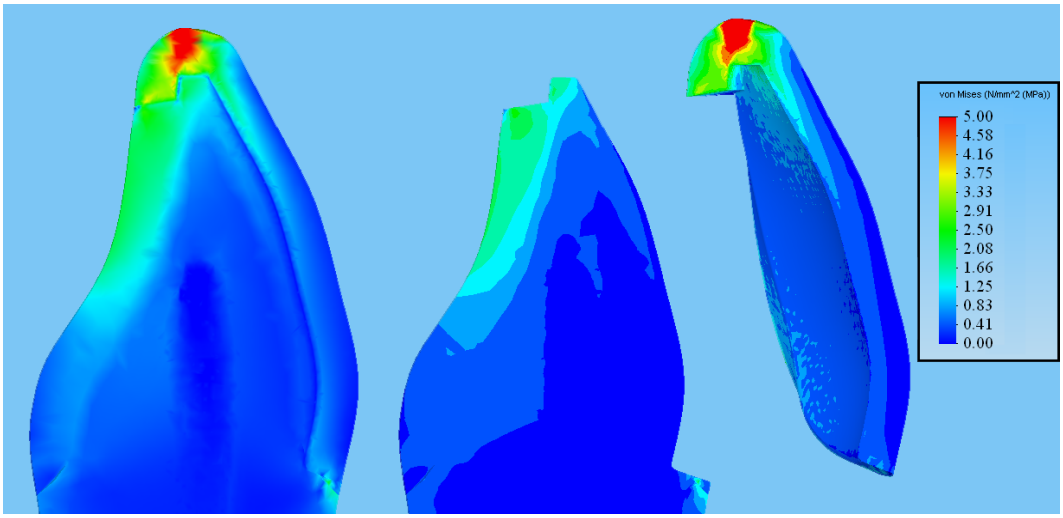


Şekil 3.37. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; restorasyonun insizal kısmında lokalize olan stresin restorasyon aracılığıyla palatinal diş dokularına iletildiği izlenmektedir. Palatinal basamak bölgesinde 1.66-2.91 MPa arasında stres dağılımı gözlenirken labial basamakta stres değerleri 1.66 MPa' ın altındadır (Şekil 3.38, 3.39).



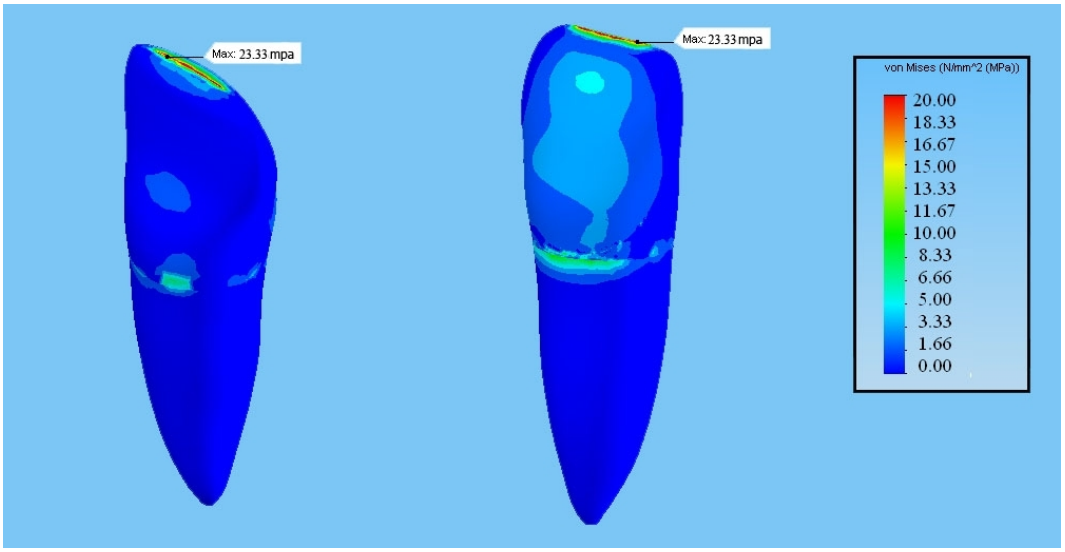
Şekil 3.38. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.39. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

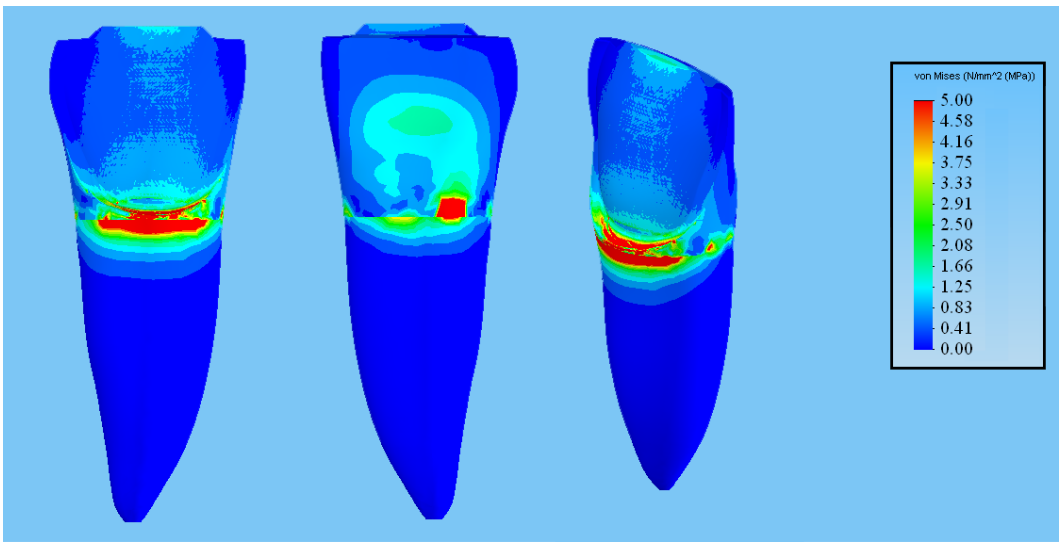
60° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 1mm porselen) ;

Ana model incelendiğinde; maksimum değer 23.33 MPa olarak insizal kenarda kaydedilmiştir. Stres konsantrasyonunun fazla olduğu bölgeler, kole bölgesi ve labial yüzeyin orta kısımlarıdır. Kolede izlenen max. stres değeri 11.67 MPa'dır (Şekil 3.40).

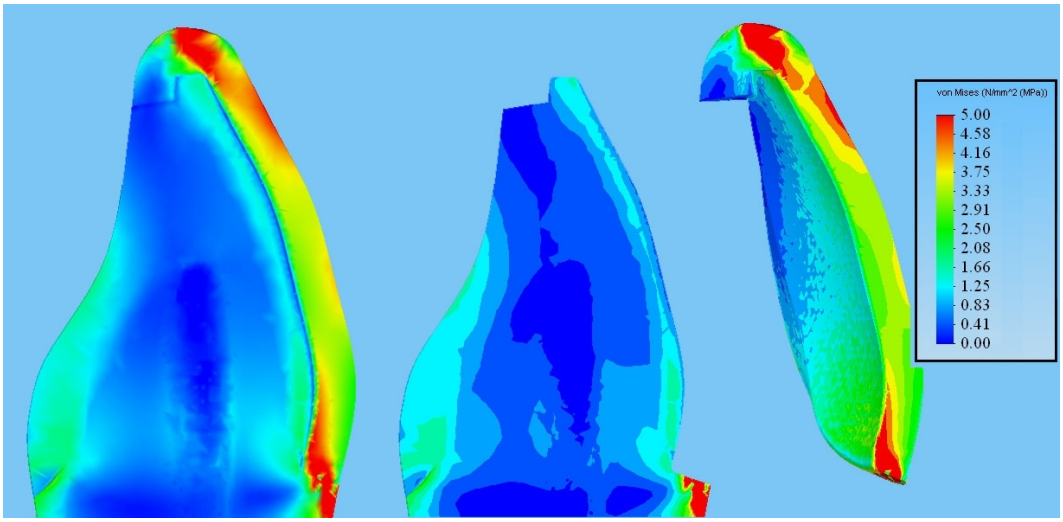


Şekil 3.40. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; restorasyon ile birlikte altındaki diş dokularında da yaygın stres lokalizasyonları görülmektedir. Maksimum stres değerleri, dişin labial basamak ve kole bölgesinde izlenmektedir. Siman tabakasında bu değer yaklaşık 0.83 MPa, siman altındaki diş dokularında ise 2.5 MPa'dır (Şekil 3.41, 3.42).



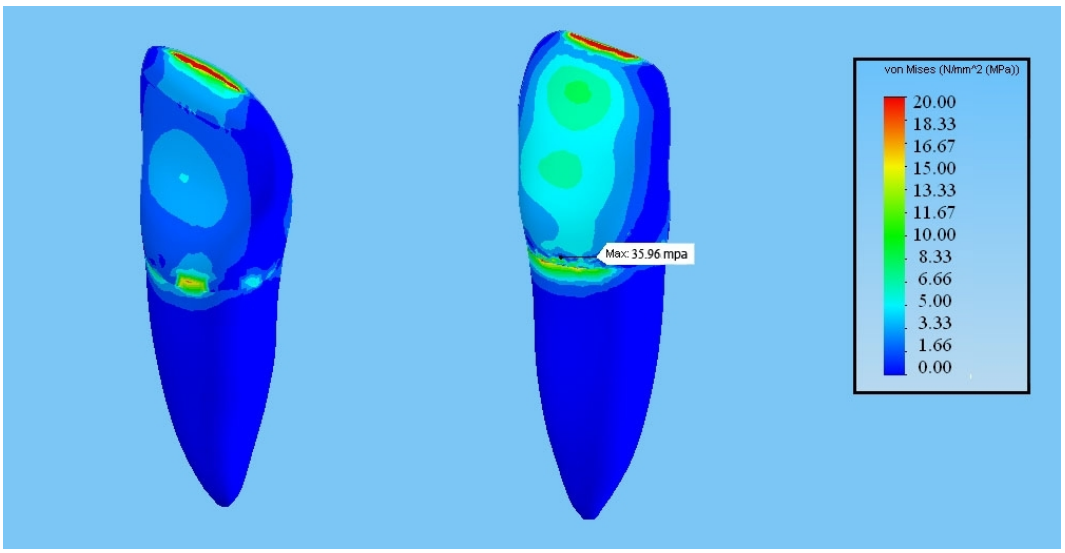
Şekil 3.41. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.42. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

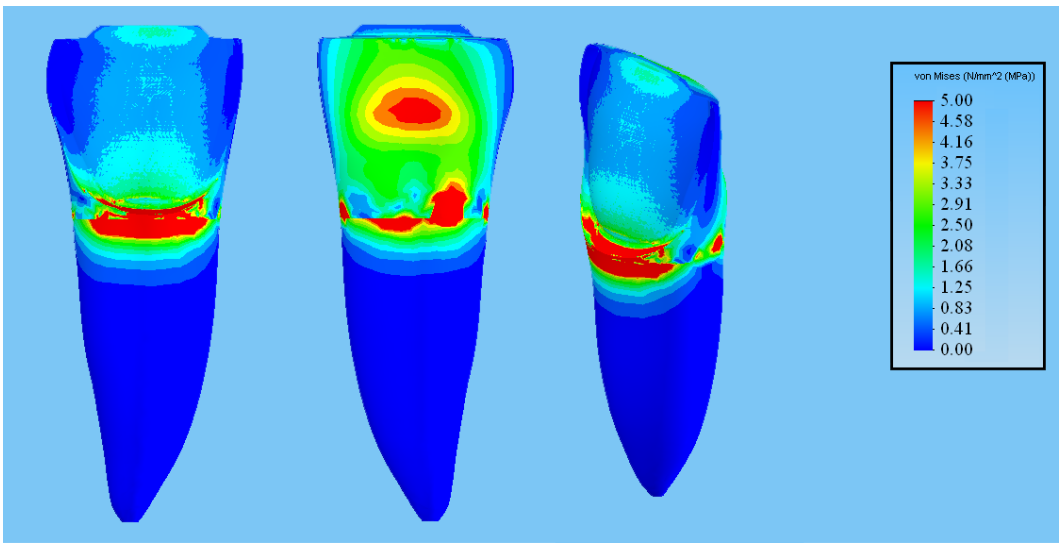
120° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 1mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar dışında, restorasyonun labial yüzeyinde ve kole bölgelerinde de stres lokalizasyonları görülmektedir. Maksimum stres değerleri ise 35.96 MPa olarak dişin labial kole bölgesinde gözlenmektedir. İnsizal kenarda kaydedilen max. stres değeri ise 20 MPa'dır (Şekil 3.43).

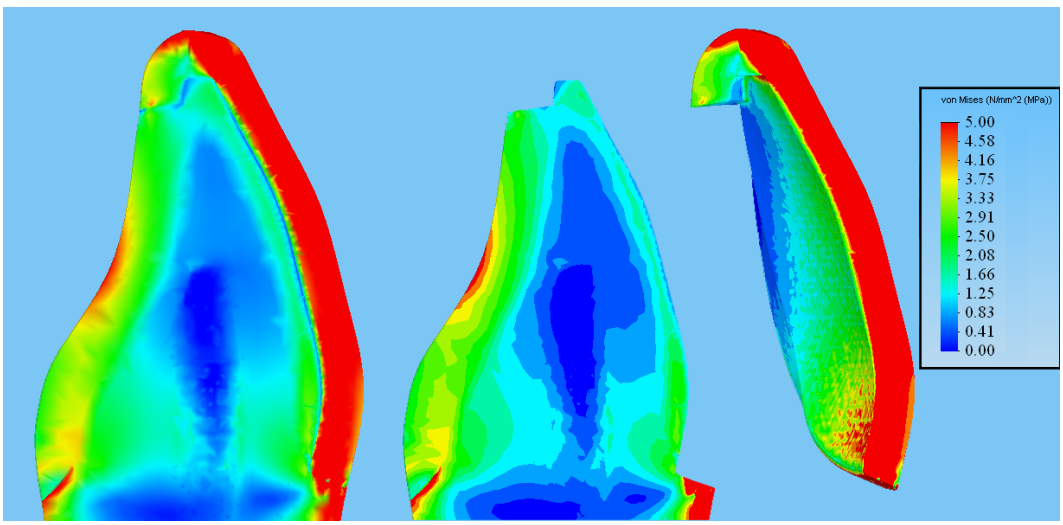


Şekil 3.43. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde: maksimum streslerin restorasyonda, kole bölgelerinde, palatinal yüzeyin orta üçlüsünde ve dişin mine-sement sınırında ortaya çıktığı görülmektedir. Restorasyonun dış yüzeyinde daha fazla olmak üzere tamamında homojen ve yaygın bir stres konsantrasyonu oluştuğu görülmektedir. Bu stresler restorasyon aracılığı ile alttaki diş dokularına da iletilmektedir. Siman tabakasında ise 2.5 MPa'a varan stres konsantrasyonu izlenmektedir (Şekil 3.44, 3.45).



Şekil 3.44. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımı



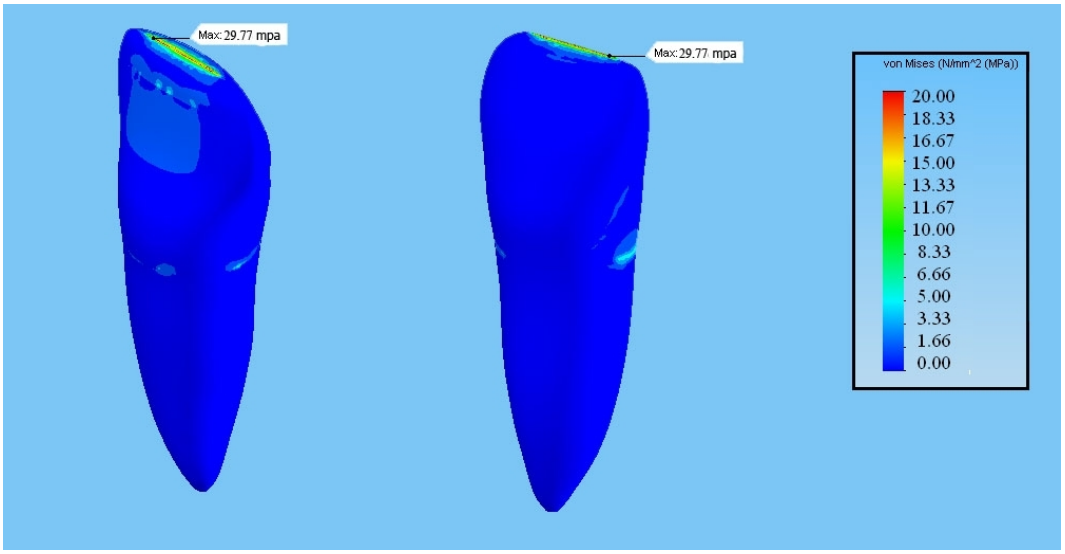
Şekil 3. 45. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.1.6. Altıncı Durum

Overlapped preparasyon tipinin tercih edildiği, 0.5 mm porselen kalınlığının simüle edildiği modelde stres dağılım ve miktarları incelendiğinde;

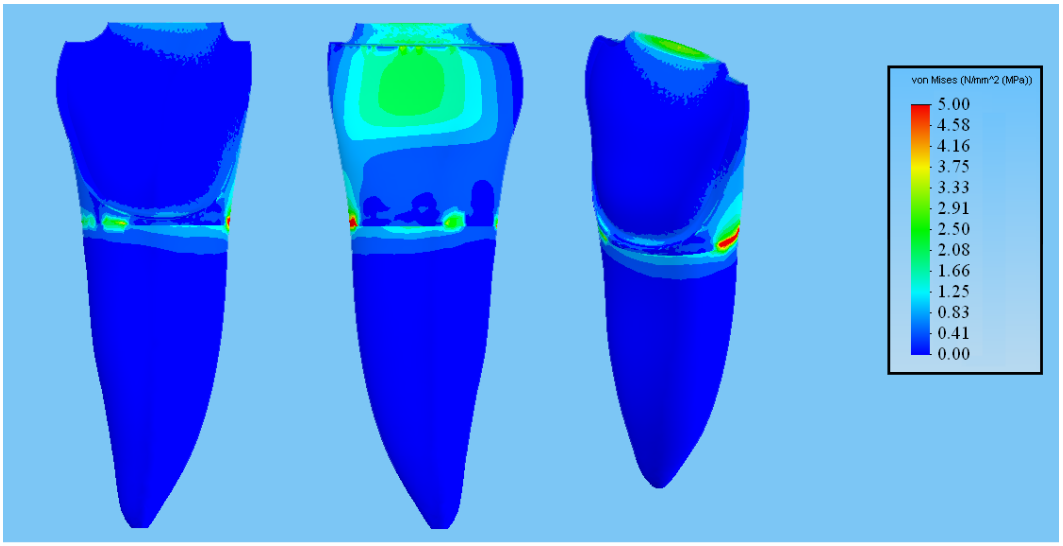
0° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 0.5mm porselen);

Ana model incelendiğinde; max. stres değeri, 29.77 MPa olarak fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenarda görülmektedir. İnsizal kenar haricinde, kole bölgelerinde ile diş ve restorasyonun palatinal kısmında 5 MPa'a varan stres konsantrasyonları izlenmektedir (Şekil 3.46).

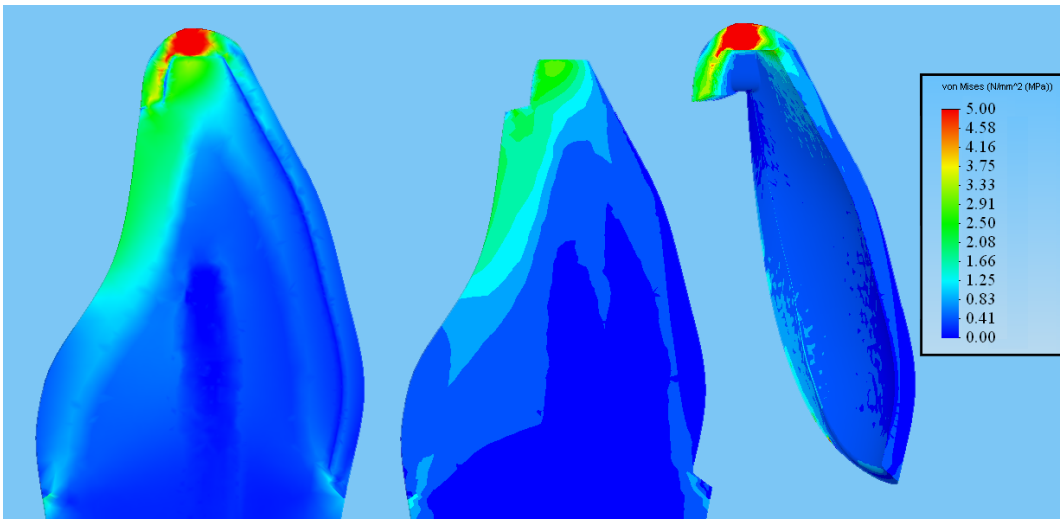


Şekil 3 46. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; restorasyonda oluşan streslerin palatinalde, restorasyonun palatinal kısmından mine dokusuna iletildiği; labialde ise yine restorasyon aracılığı ile kole bölgesine iletildiği görülmektedir. Siman tabakasında oldukça düşük stres değerleri izlenirken (yaklaşık 0-0.83 MPa); preparasyonun insizal marjinlerinde max. değer 3.33 MPa'dır (Şekil 3.47, 3.48)



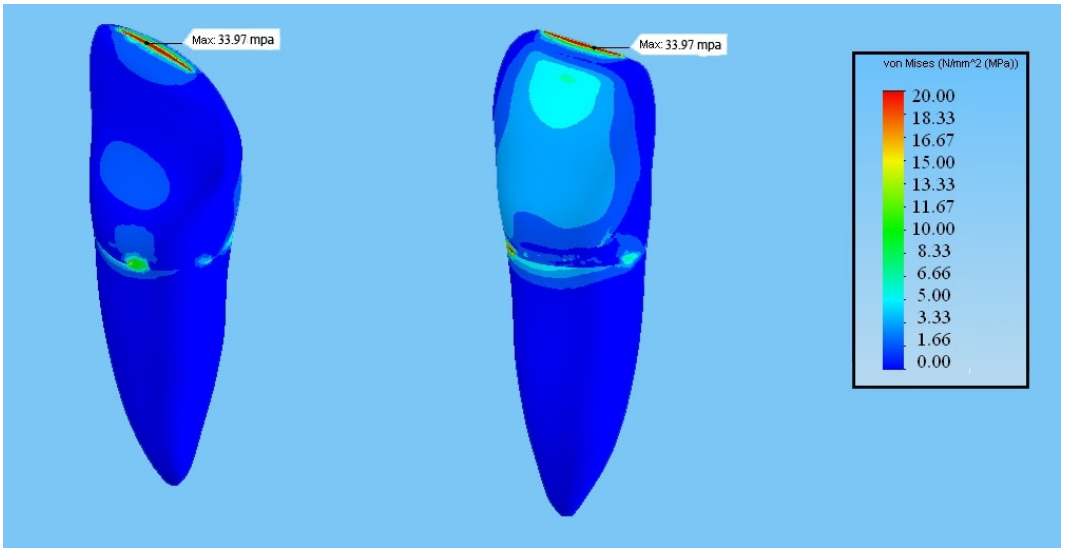
Şekil 3.47. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.48. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

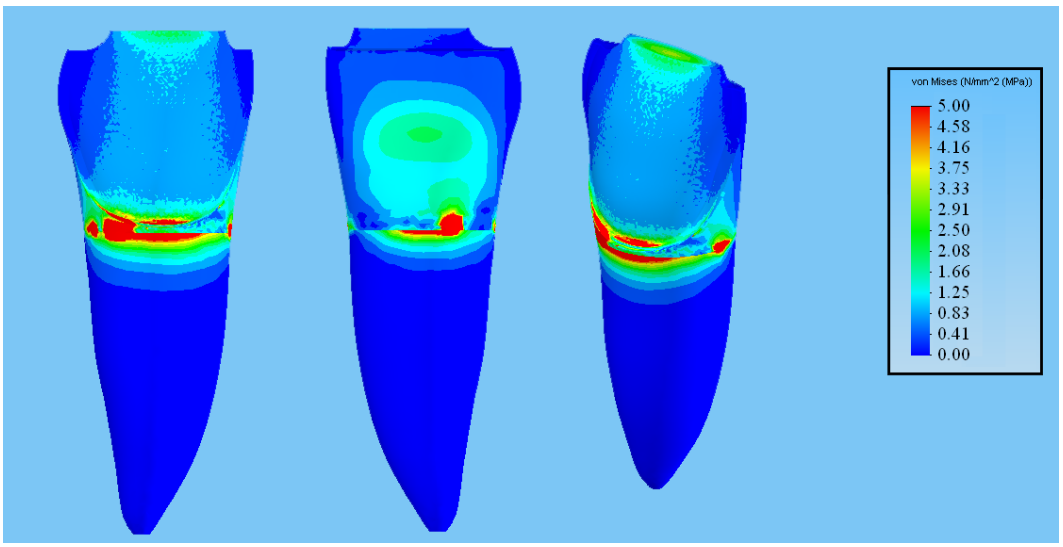
60° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 0.5mm porselen);

Ana model incelendiğinde; fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenar, kole bölgeleri, restorasyonun labial dış yüzeyi ve palatinal bölgede stres lokalizasyonlarının yoğunluk kazandığı izlenmektedir. Maksimum stres değeri 33.97 MPa olarak insizal kenarda görülmektedir. Kole bölgesinde ise bu değer 20 MPa'ı bulmaktadır (Şekil 3. 49).

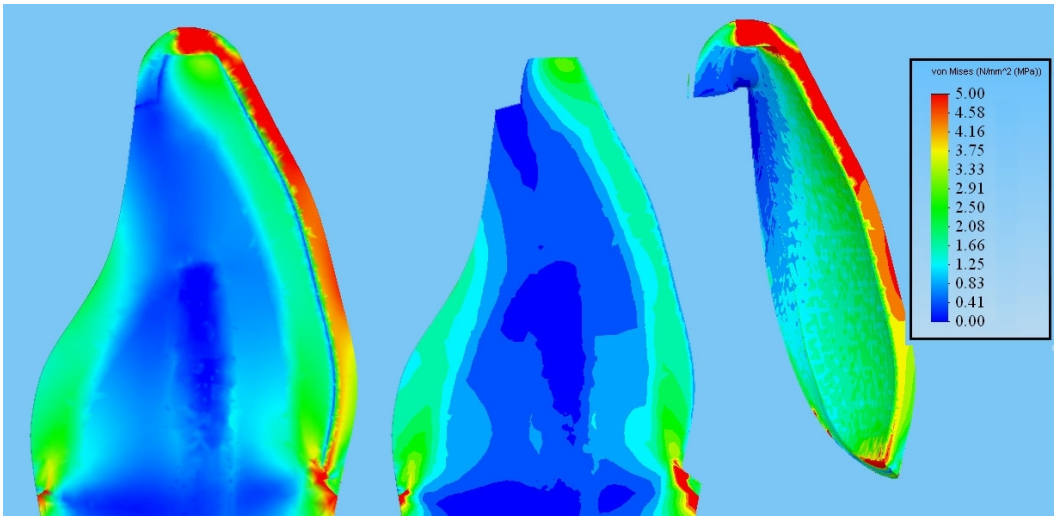


Şekil 3.49. 60°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; restorasyonda oluşan stres konsantrasyonlarının alttaki diş dokularına iletildiği görülmektedir. Minede 3.33 MPa stres değerleri görülürken, dentinde bu değer 1.25 MPa'a düşmektedir. Labialde basamak bölgesinde ve palatinalde mine sement sınırında 5 MPa'a varan stresler izlenmektedir (Şekil 3.50, 3.51).



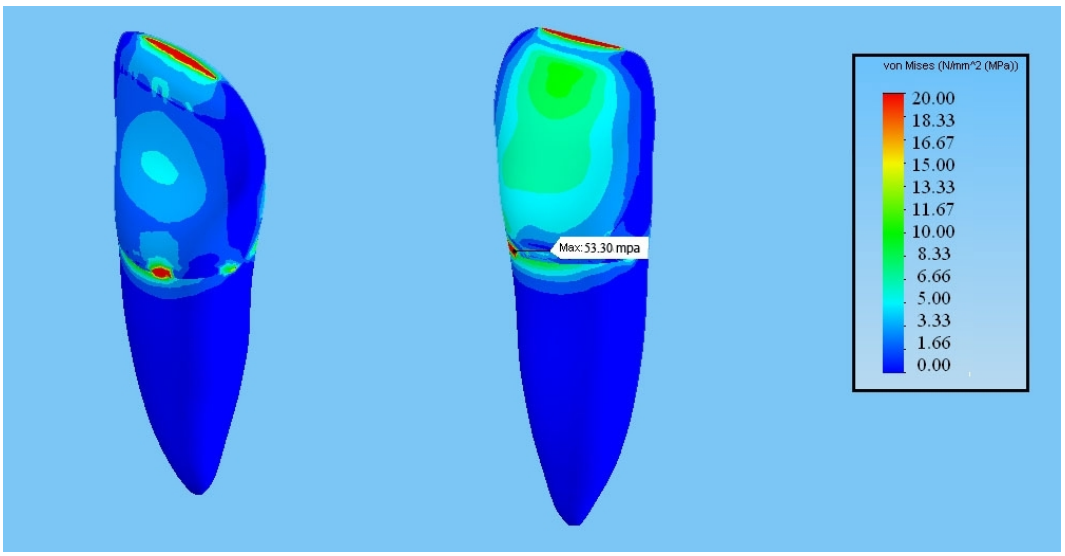
Şekil 3.50. 60°'lik kuvvet altında diş dokularındaki streslerin dağılımları



Şekil 3. 51. 60°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

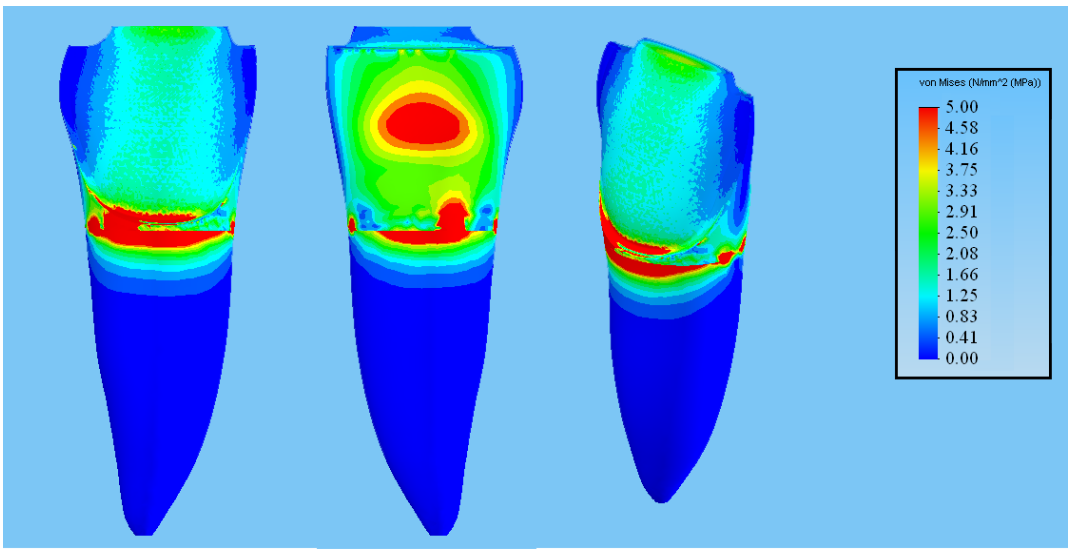
120° kuvvet uygulaması ile (Overlapped, 0.5mm porselen);

Ana model incelendiğinde; maksimum stres değeri distobukkal kole bölgesinde ve 53.30 MPa olarak izlenmiştir. Palatinal yüzeye bakıldığında ise, mine sement sınırında 20 MPa'a varan stres konsantrasyonu görülmektedir (Şekil 3. 52).

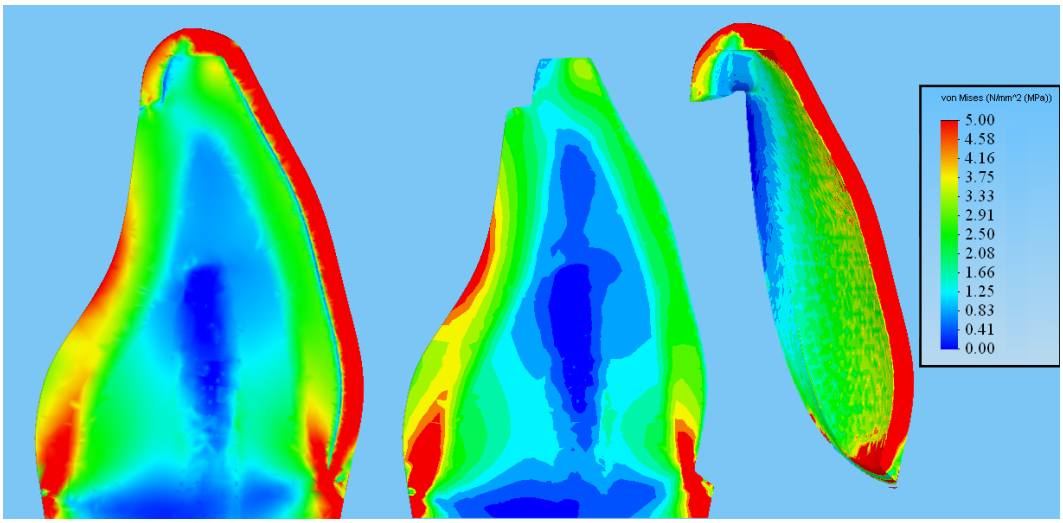


Şekil 3.52. 120°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; restorasyonla birlikte diş dokularında da yaygın stres dağılımları izlenmektedir. Stres, restorasyon aracılığı ile palatinalde mineye ve alttaki dentin dokusuna; labialde mine sement sınırına iletilmiştir. Siman tabakasında 2.5 MPa'a varan stres konsantrasyonları görülmektedir (Şekil 3.53, 3.54).



Şekil 3.53. 120°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları

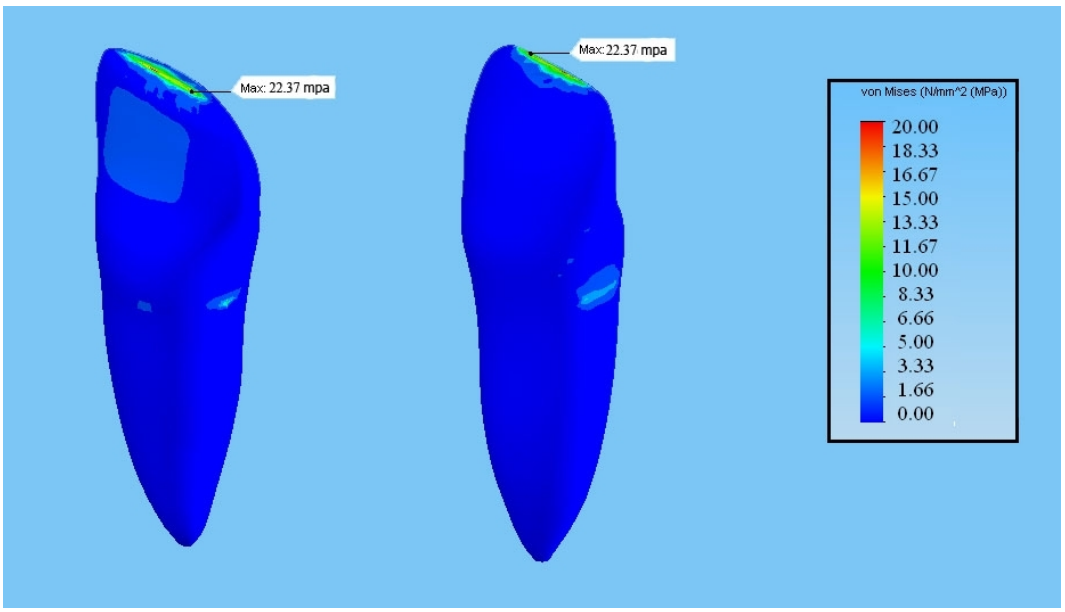


Şekil 3. 54. 120°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.2. Farklı Porselen Sistemleri (Cercon, Ceramco, In ceram, IPS E-max) Uygulanan Modellerde Stres Analizi

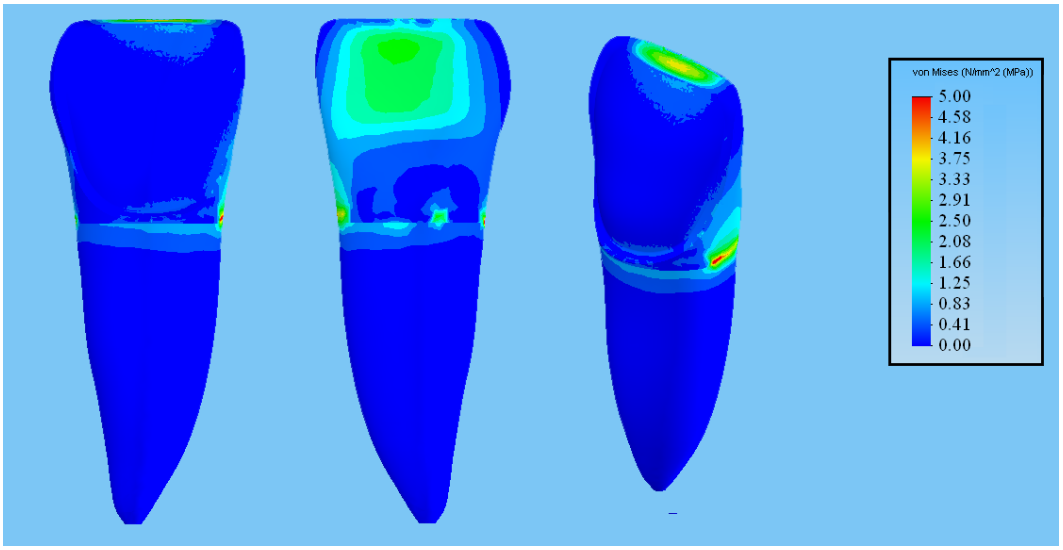
3.2.1. IPS E-max için stres dağılımları

Ana model incelendiğinde; maksimum stres değeri fonksiyonel kuvvetin uygulandığı insizal kenarda gözlemlenmiştir. Bu değer 22.37 MPa'dır. Kole bölgelerindeki max. stres değeri ise 5 MPa'dır (Şekil 3.55).

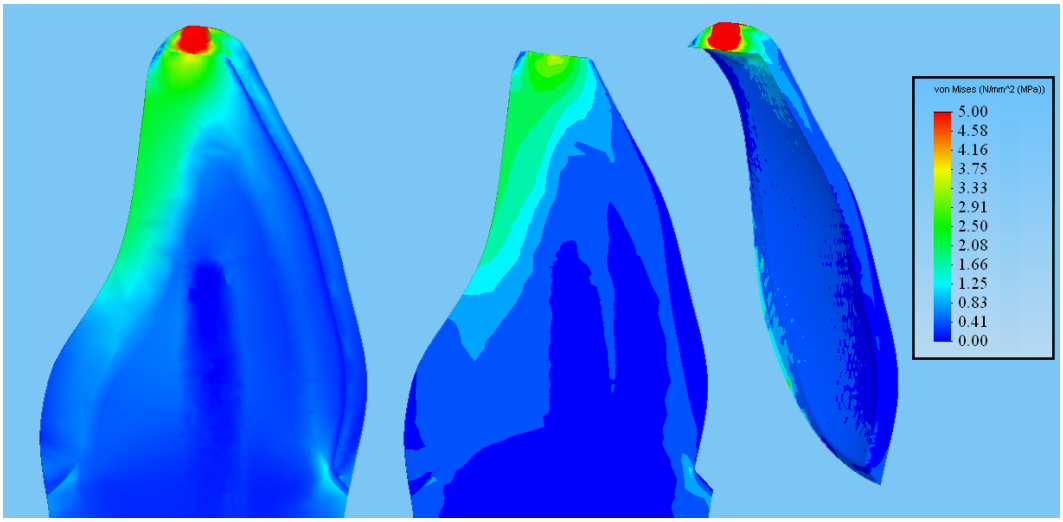


Şekil 3.55. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; diş dokularındaki max. stres değeri 3.3 MPa olarak palatinal yüzeyde izlenmektedir. Preparasyonun basamak marjinlerinde 1.25 MPa, mine–sement birleşim bölgelerinde ise max. stres 5 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.56, 3.57).



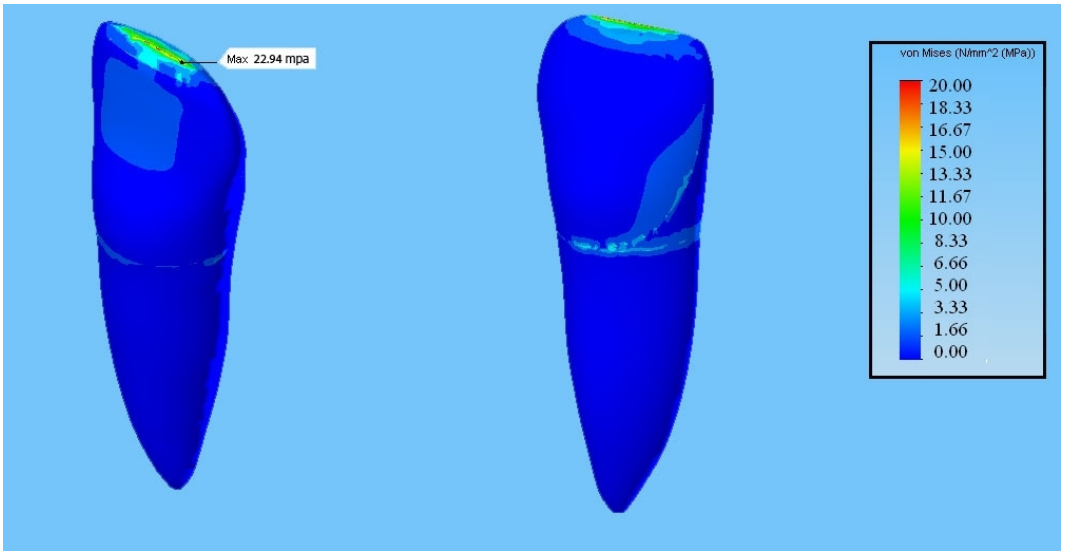
Şekil 3.56. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.57. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

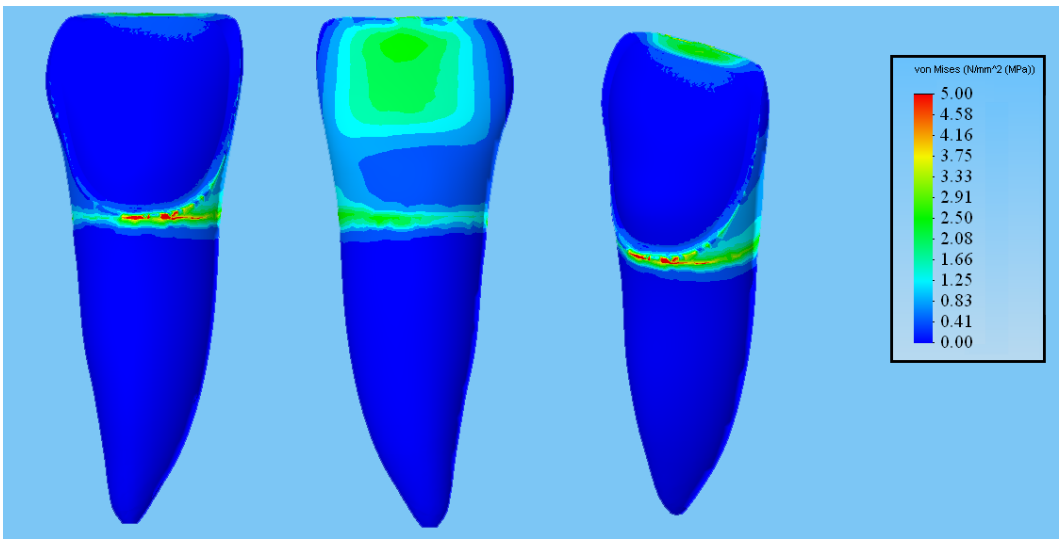
3.2.2. In-Ceram için stres dağılımları

Ana model incelendiğinde; max. stres 22.94 MPa olarak insizal kenarda izlenmektedir. Ayrıca restorasyonun mezial marjinal kenarları ile gingival marjinlerinde de stres konsantrasyonları görülmektedir (Şekil 3.58).

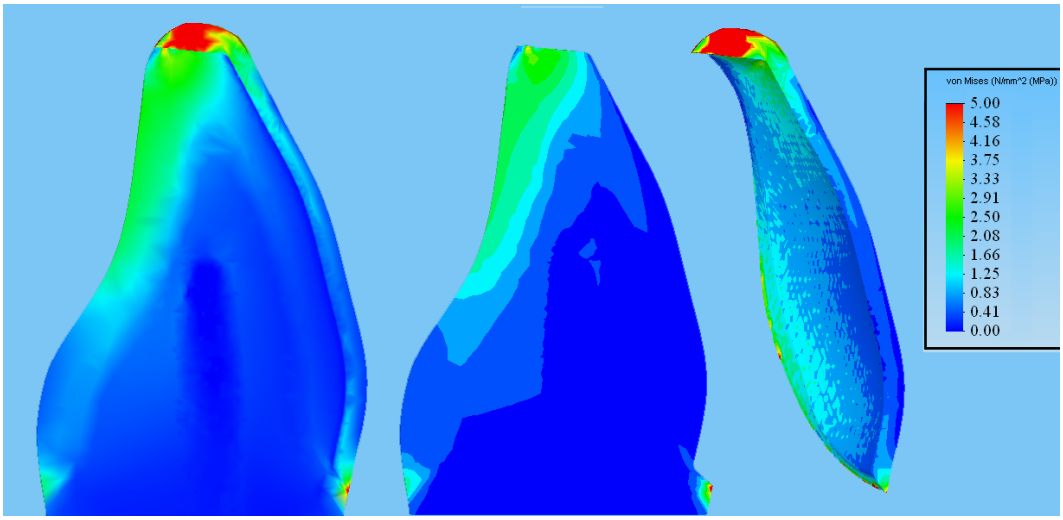


Şekil 3.58. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; dişin kole bölgelerinde belirgin stres konsantrasyonları göze çarpmaktadır. Maksimum stres değeri, labial kolede 5 MPa olarak kaydedilmiştir. Restorasyonun insizal kenarındaki streslerin palatinal basamak bölgesi aracılığı ile dişin palatinal yüzeyine iletildiği görülmektedir. Bu yüzeydeki max. stres 3.3 MPa'dır. Siman tabakasında ise oldukça düşük stres değerleri izlenmektedir (Şekil 3.59, 3.60).



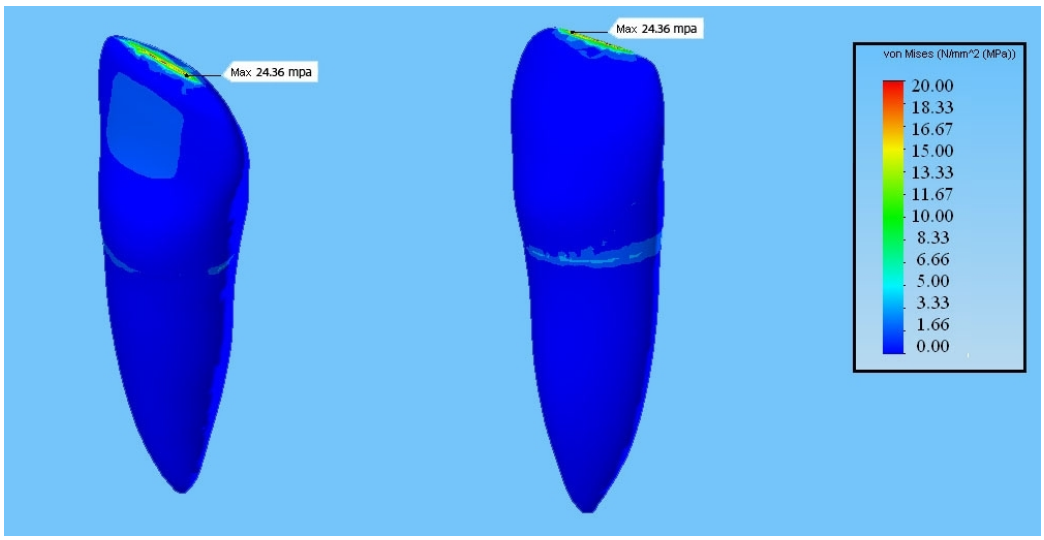
Şekil 3.59. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.60. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.2.3. Ceramco için stres dağılımları

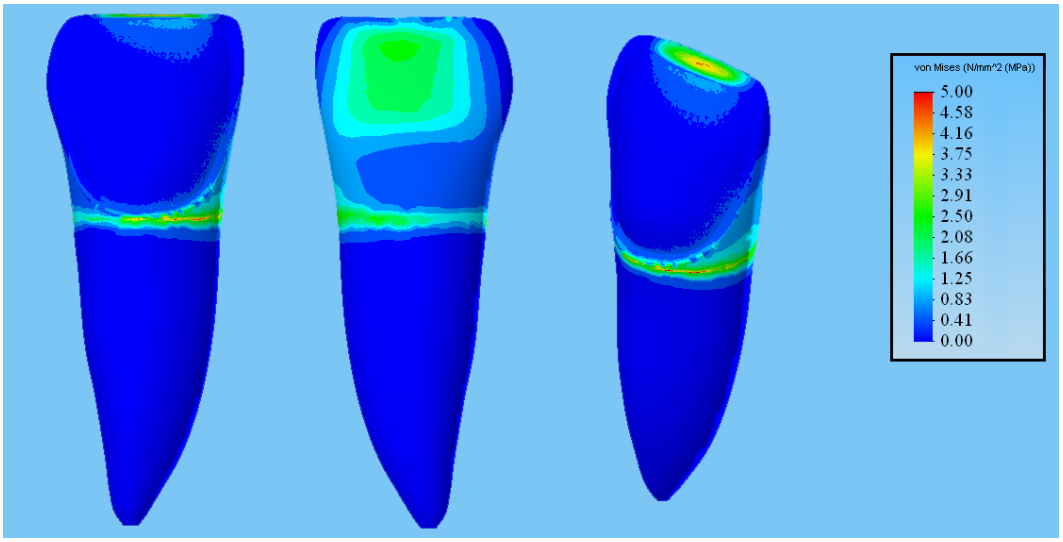
Ana model incelendiğinde; max. stres 24.36 MPa olarak insizal kenarda izlenmektedir. Ayrıca dişin kole bölgelerinde ve palatinal yüzeyin orta kısmında stres lokalizasyonları görülmektedir. Kole bölgesinde kaydedilen max. stres değeri 5 MPa'dır (Şekil 3.61).



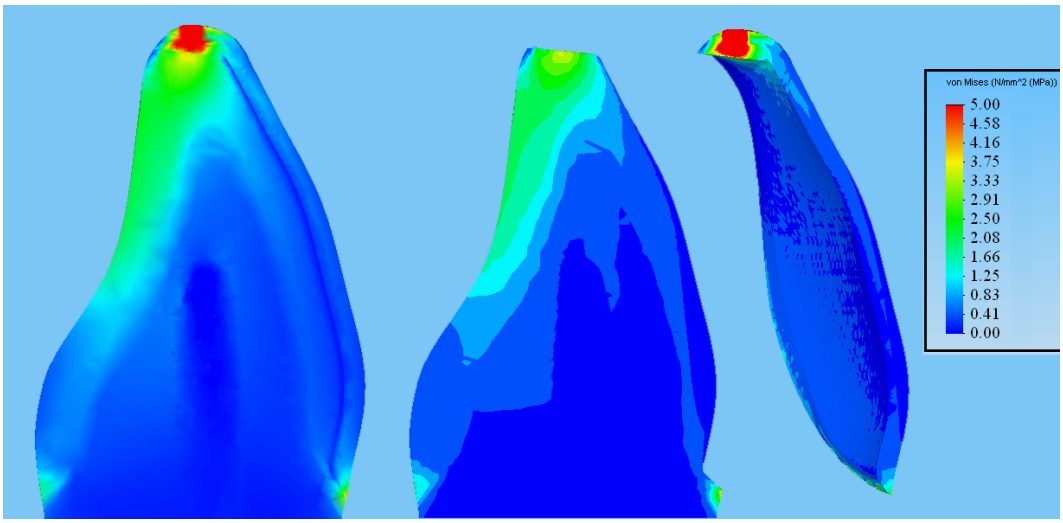
Şekil 3.61. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; dişin palatinal yüzeyi ile diş ve restorasyonun kole bölgelerinde belirgin stres konsantrasyonları görülmektedir. Bu bölgelerde kaydedilen max. stres değeri 5 MPa'dır.

Buna karşın siman arayüzeyi oldukça düşük stres değerleri sergilemiştir. (Şekil 3.62, 3.63)



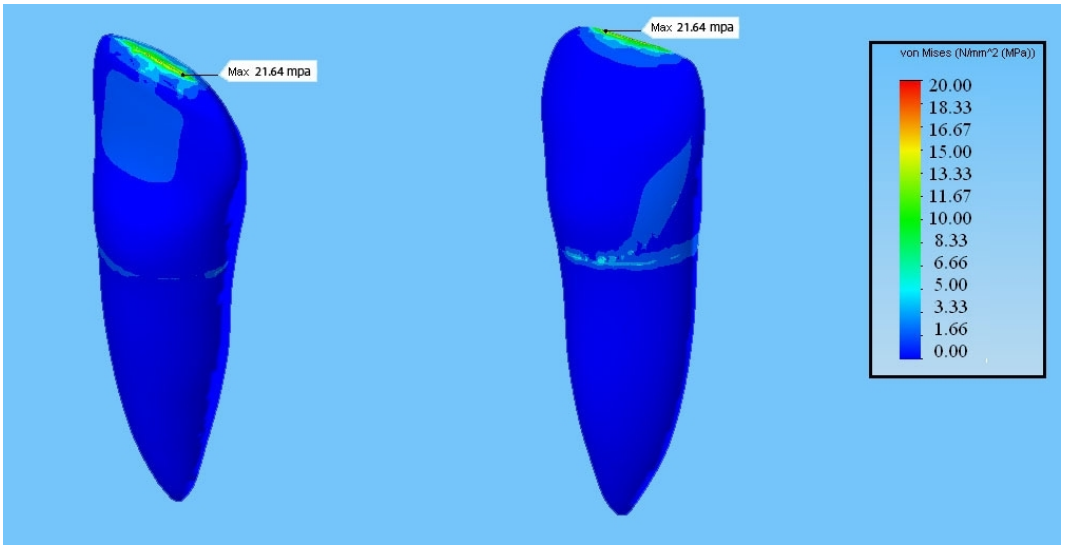
Şekil 3.62. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



Şekil 3.63. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

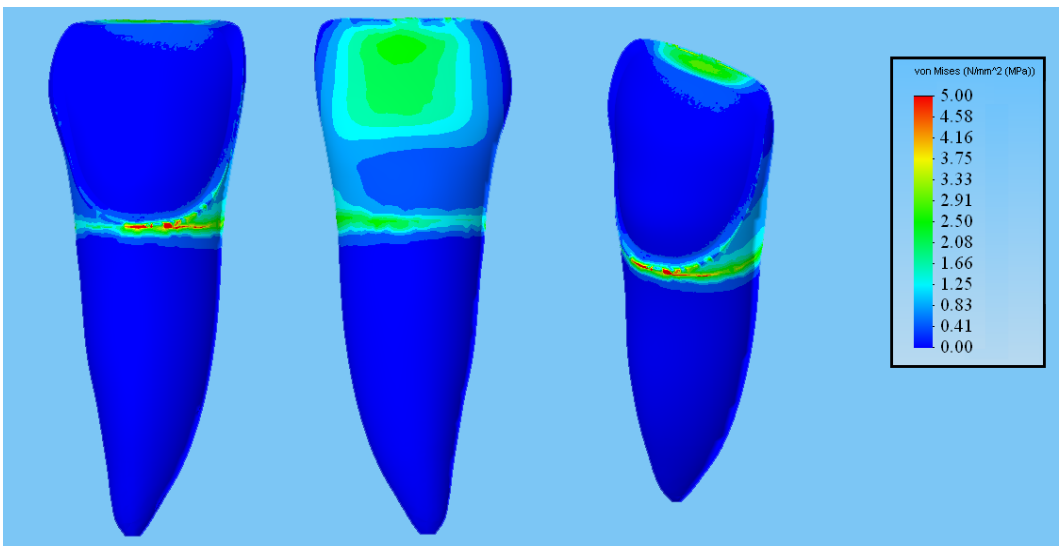
3.2.4. Cercon için stres dağılımları

Ana model incelendiğinde; max. stres 21.64 MPa olarak insizal kenarda izlenmektedir. Ayrıca, kole bölgeleri ile palatinal yüzeyde de stres lokalizasyonları izlenmektedir (Şekil 3.64).

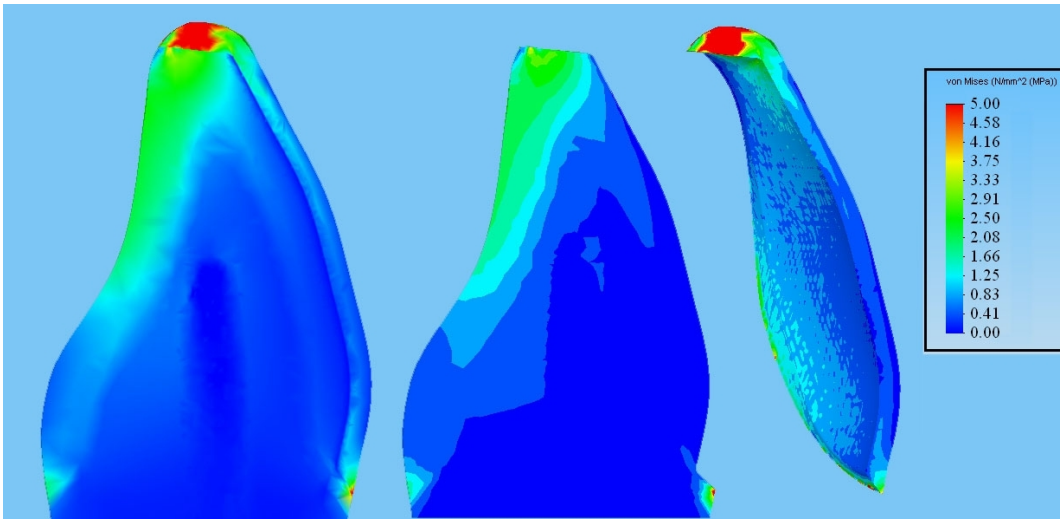


Şekil 3.64. 0°'lik kuvvet altında ana modeldeki stres dağılımları

Tek başına diş dokuları ile koronal kısmın sagittal kesitleri incelendiğinde; max stres değerleri kole bölgelerinde ve palatinal diş dokularında izlenmektedir (Şekil 3.65, 3.66).



Şekil 3.65. 0°'lik kuvvet altında diş dokularındaki stres dağılımları



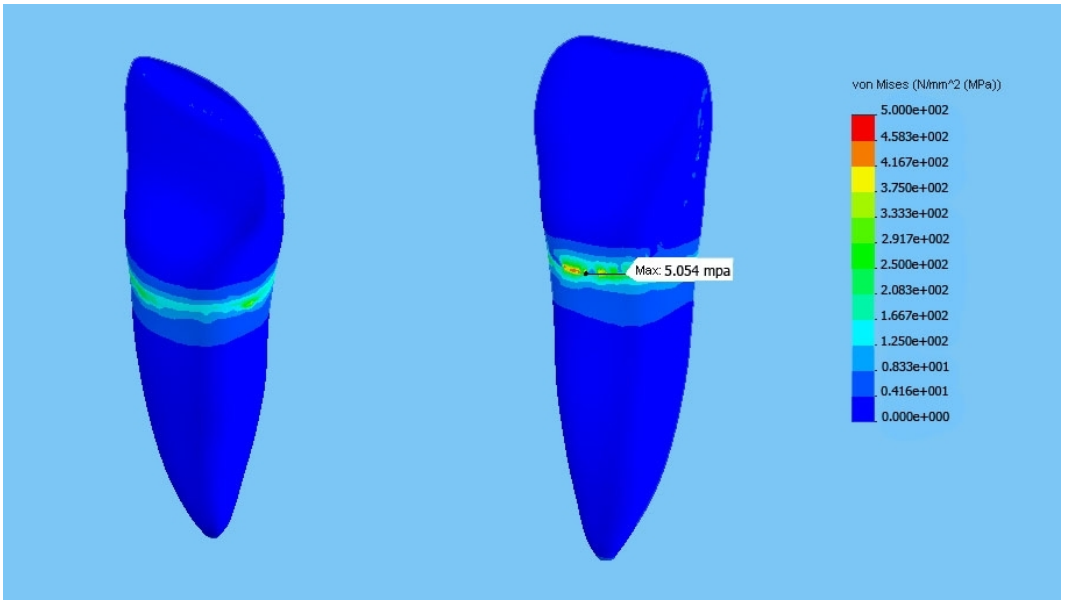
Şekil 3.66. 0°'lik kuvvet altında koronal kısmın sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. Termal Stres Analizi

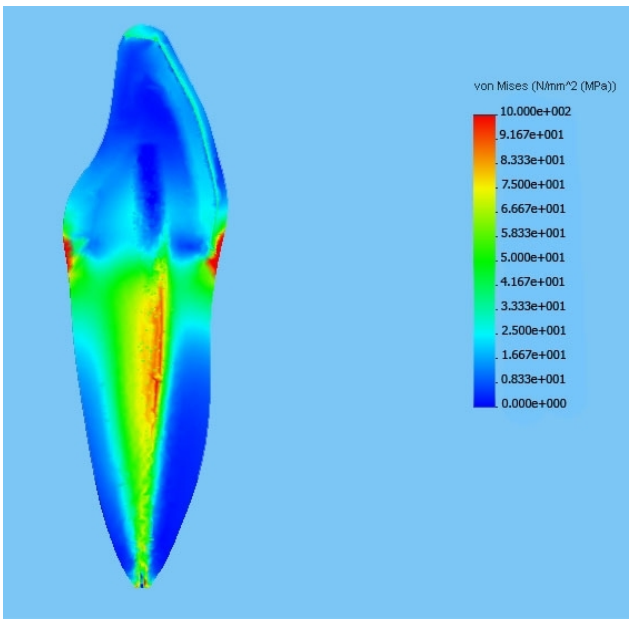
3.3.1. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonrası modeller üzerindeki stres dağılım bulguları

3. 3. 1. A. Ceramco için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit model incelendiğinde max. stres değerinin 5.054 MPa olarak labial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir. 60 ºC sıcak uygulaması sonucu pulpa odasında ve mine-sement birleşim bölgelerinde 10 MPa'a varan stres konsantrasyonları izlenmektedir. Bu değer, siman tabakasında 5.833 MPa, simanın altındaki dentin dokusunda 2.50 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.67, 3.68).



Şekil 3.67. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları

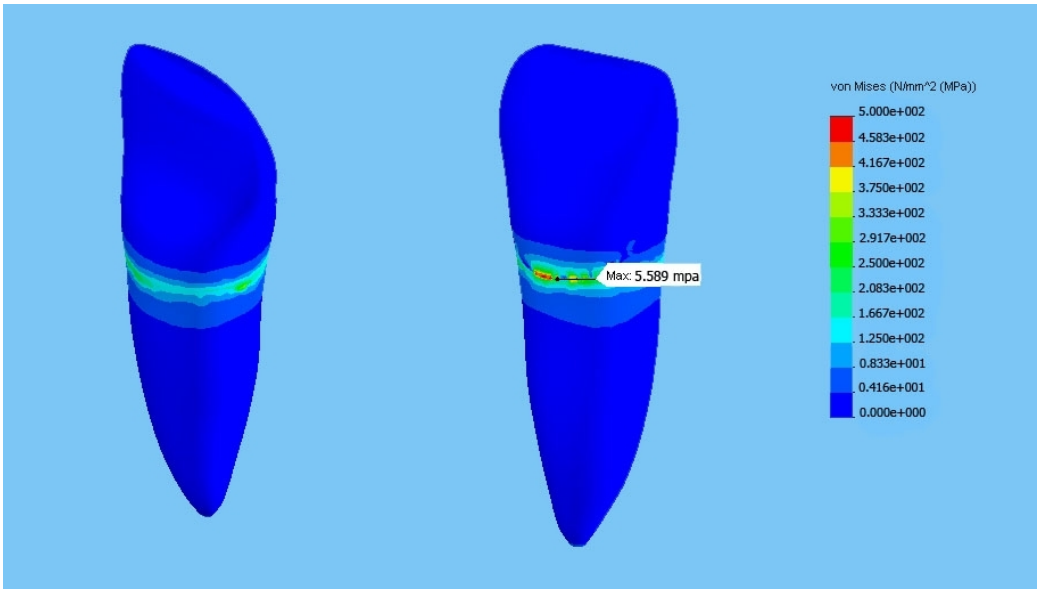


Şekil 3.68. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

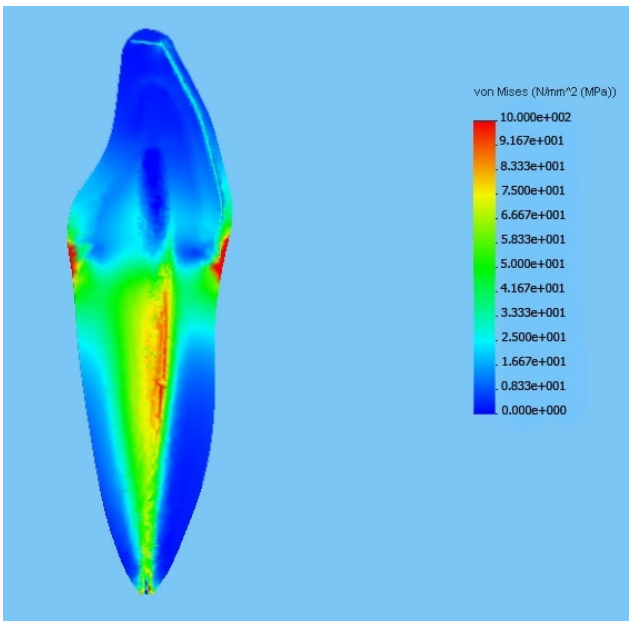
3. 3. 1. B. IPS E-max için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit model incelendiğinde max. stres değerinin 5.589 MPa olarak labial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir. Pulpa odası ve mine-sement birleşim

bölgelerindeki max. stres değerleri 10 MPa'dır. Siman tabakası ve altındaki dentin dokusunda daha düşük stres değerleri izlenmektedir (Şekil 3.69, 3.70).



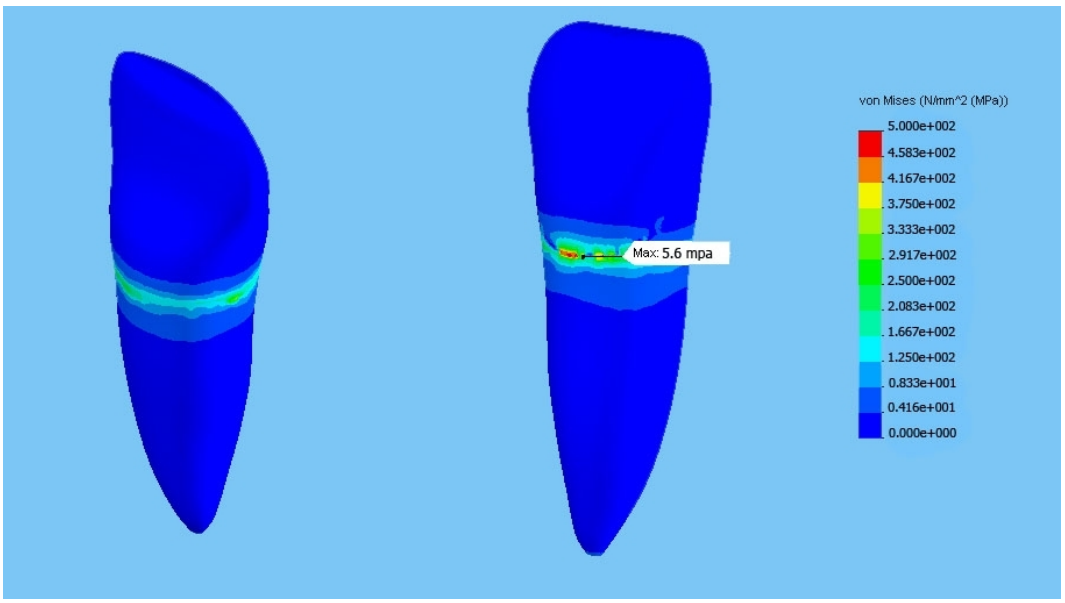
Şekil 3.69. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları



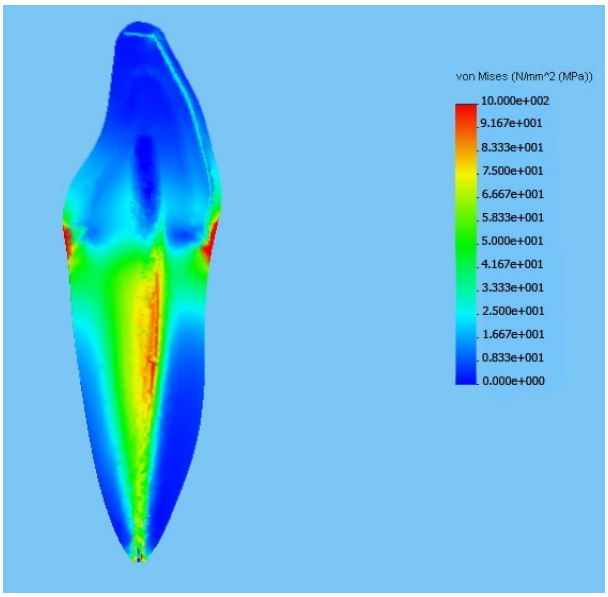
Şekil 3.70. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. 1. C. Cercon için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit model incelendiğinde max. stres değerinin 5.6 MPa olarak labial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir. Pulpa odası ve mine-sement birleşim bölgelerindeki max. stres değeri 9.167 MPa'dır. Siman tabakasında bu değer 3.33 MPa, altındaki dentin tabakasında 1.667 MPa'dır (Şekil 3.71, 3.72).



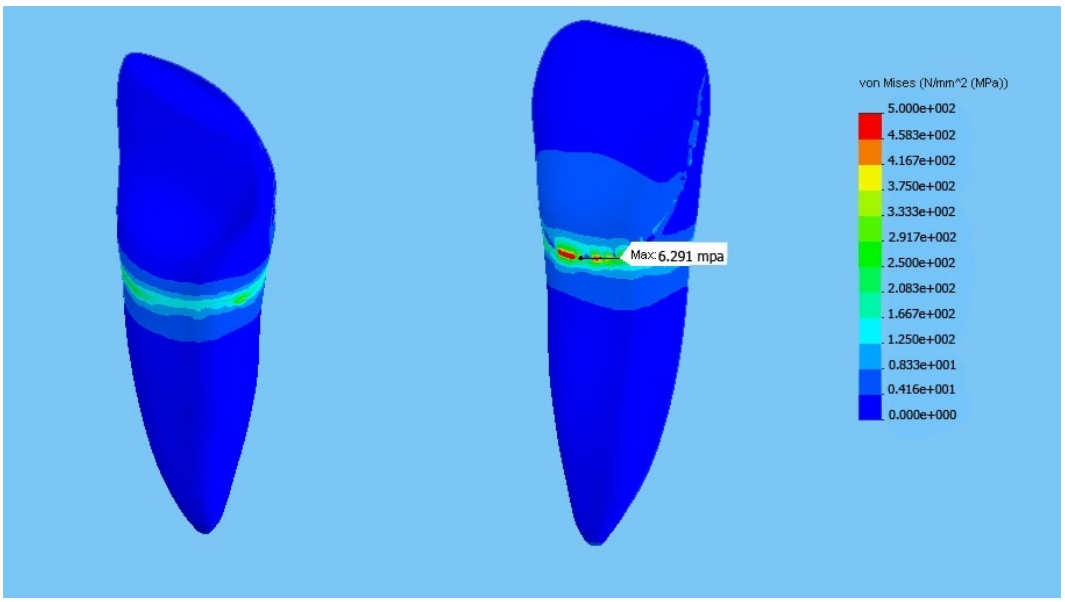
Şekil 3.71. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları



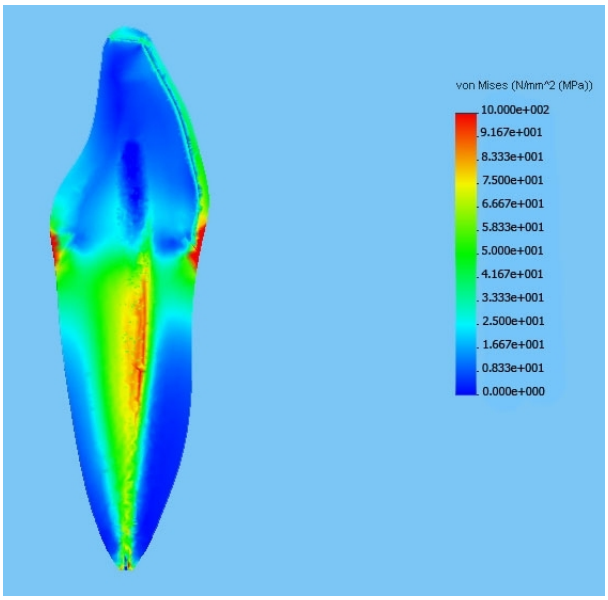
Şekil 3.72. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. 1. D. In ceram için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit model incelendiğinde max. stres değerinin 6.291 MPa olarak labial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir. 60 ºC sıcak uygulaması sonucu pulpa odasında ve mine-sement birleşim bölgelerinde 10 MPa'a varan stres konsantrasyonları izlenmektedir. Bu değer, siman tabakasında 2.50 MPa, simanın altındaki dentin dokusunda 0.833 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.73, 3.74).



Şekil 3.73. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları

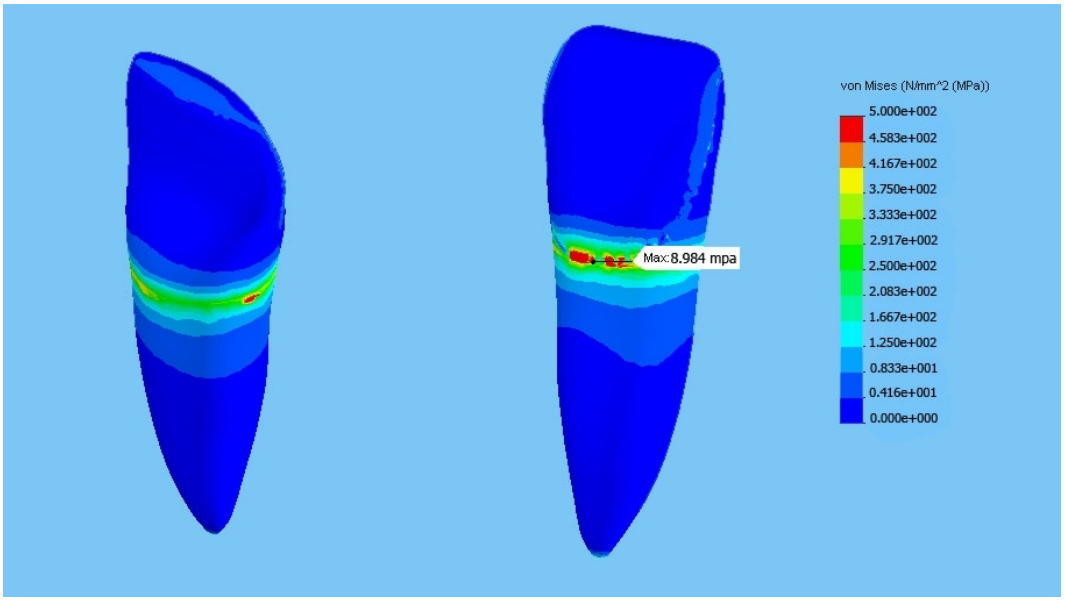


Şekil 3.74. 60 ºC sıcaklık uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

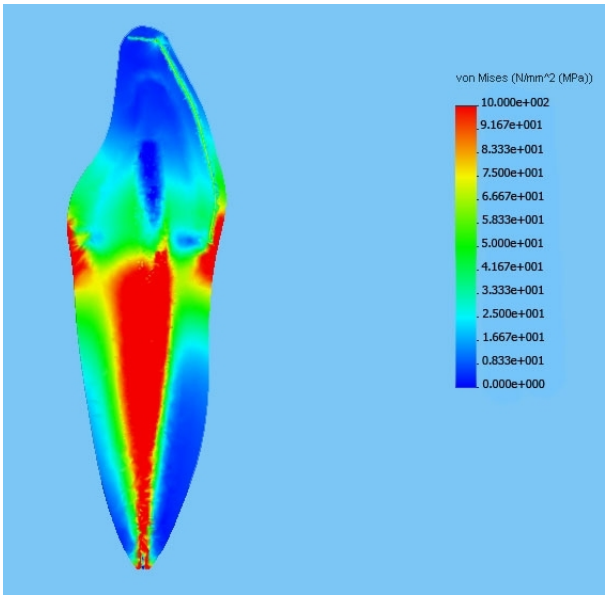
3.3.2. 5ºC soğuk uygulaması sonrası modeller üzerindeki stres dağılım bulguları

3. 3. 2. A. Ceramco için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit modeller incelendiğinde en fazla stres yoğunlaşmalarının kole bölgeleri ve pulpa odasında oluştuğu görülmektedir. Maksimum stres değeri 8.984 MPa olarak labial kole bölgesinde izlenmektedir. Siman tabakasında 7.50 MPa, krondaki dentin dokusunda 5.833 ve restorasyonda 3.33 MPa'a varan stres yoğunlaşmaları izlenmektedir (Şekil 3.75, 3.76).



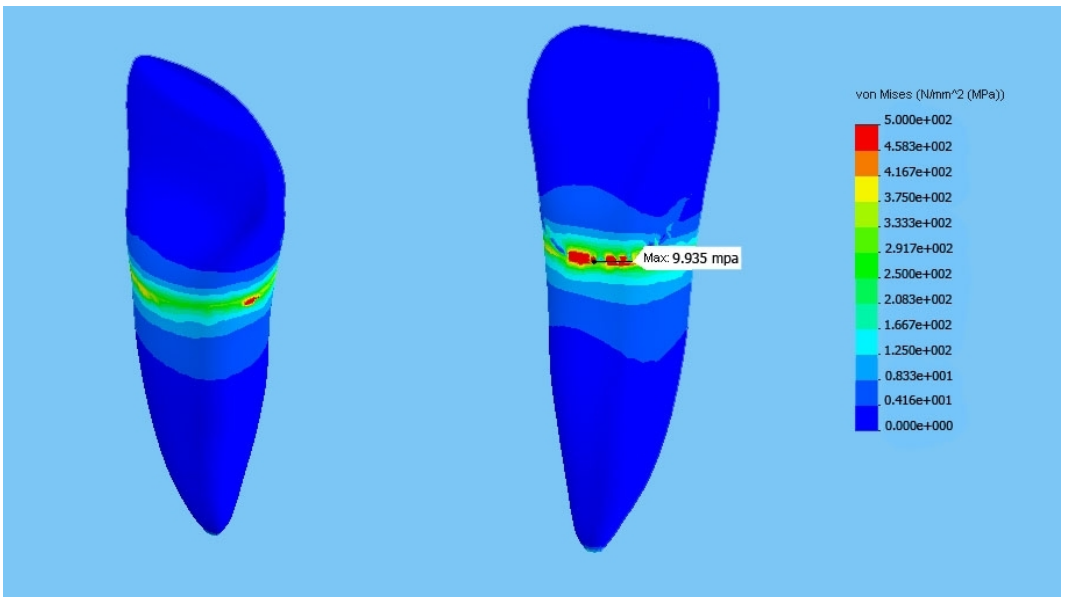
Şekil 3.75. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları



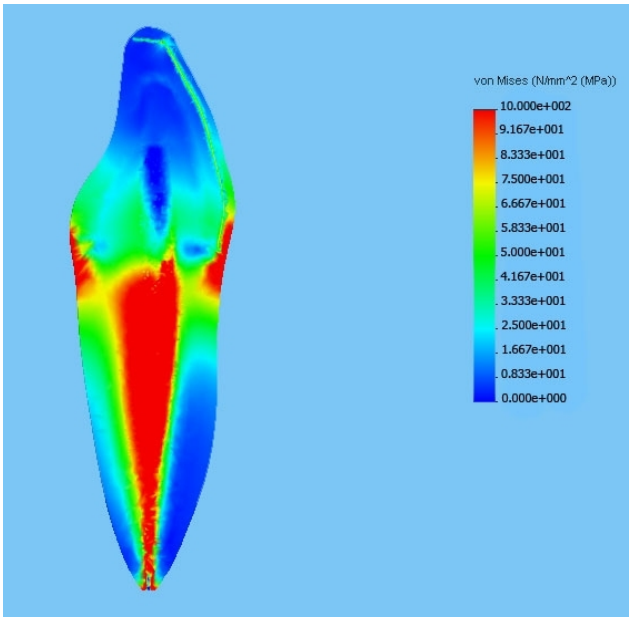
Şekil 3.76. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. 2. B. IPS E-max için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit modeller incelendiğinde en fazla stres yoğunlaşmalarının kole bölgeleri ve pulpa odasında oluştuğu görülmektedir. Maksimum stres değeri 9.935 MPa olarak labial kole bölgesinde izlenmektedir. Siman tabakasında izlenen max. stres değeri 6.667 MPa, kronun dentin tabakasında ise 5.0 MPa'dır (Şekil 3.77, 3.78).



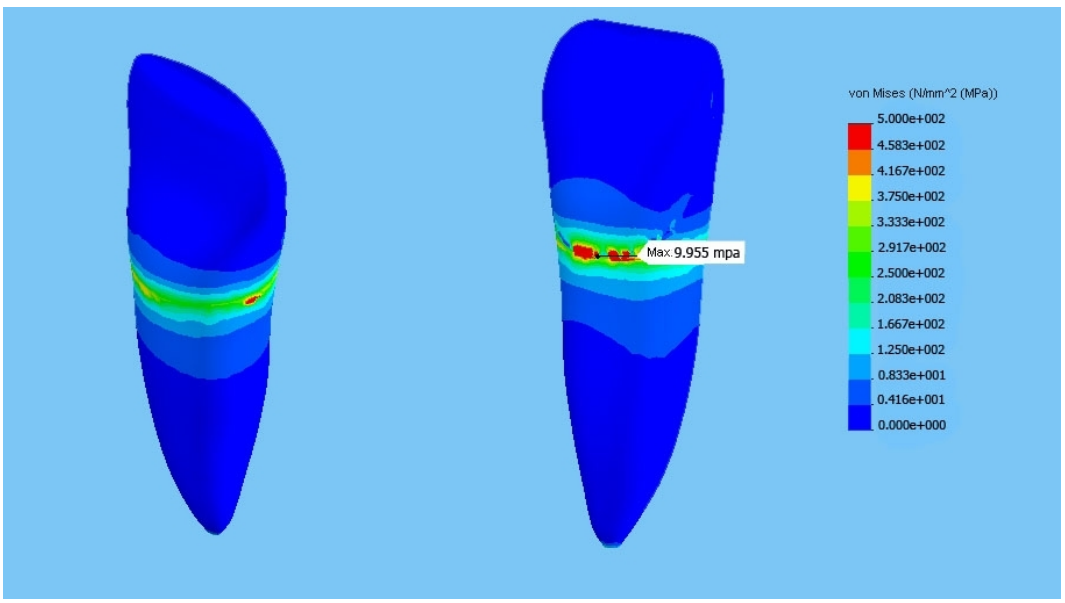
Şekil 3.77. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları



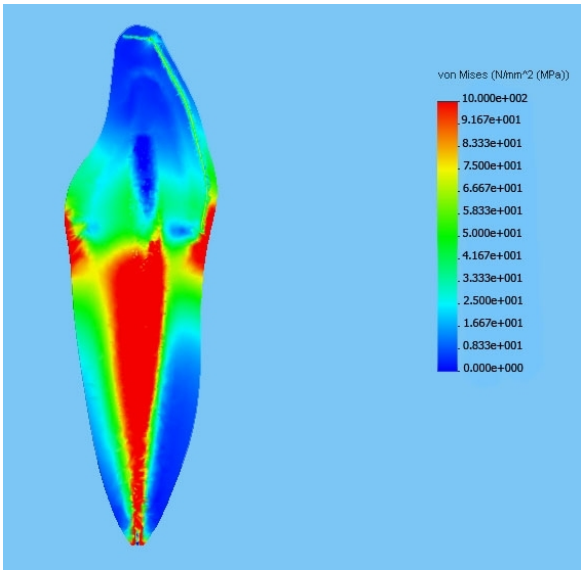
Şekil 3.78. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. 2. C. Cercon için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit modeller incelendiğinde en fazla stres yoğunlaşmalarının kole bölgeleri ve pulpa odasında oluştuğu görülmektedir. Maksimum stres değeri 9.955 MPa olarak labial kole bölgesinde izlenmektedir (Şekil 3.79, 3.80).



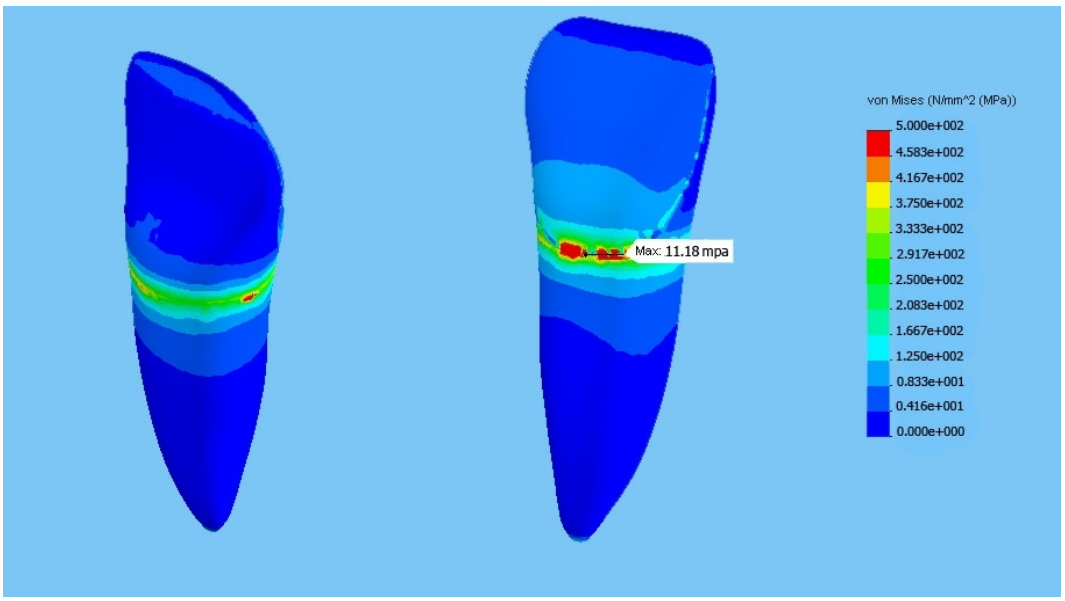
Şekil 3.79. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları



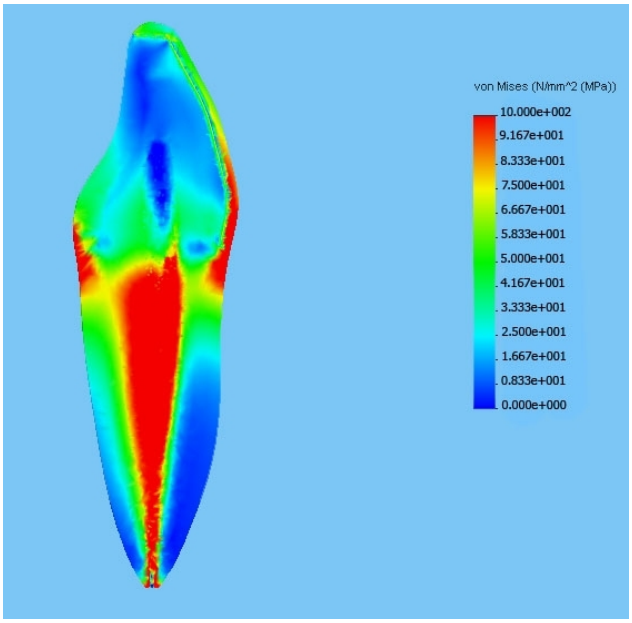
Şekil 3.80. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3. 3. 2.D. In ceram için termal stres dağılım bulguları

Ana model ve kesit model incelendiğinde; hem diş dokularında hem de restorasyonda, diğer seramik sistemlerine nazaran daha fazla stres yoğunlaşmaları oluştuğu göze çarpmaktadır. Maksimum stres değerinin 11.18 MPa olarak labial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir. 5 ºC soğuk uygulaması sonucu pulpa odasında ve mine-sement birleşim bölgelerinde 10 MPa'a varan stres konsantrasyonları izlenmektedir (Şekil 3.81, 3.82).



Şekil 3.81. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modeldeki stres dağılımları

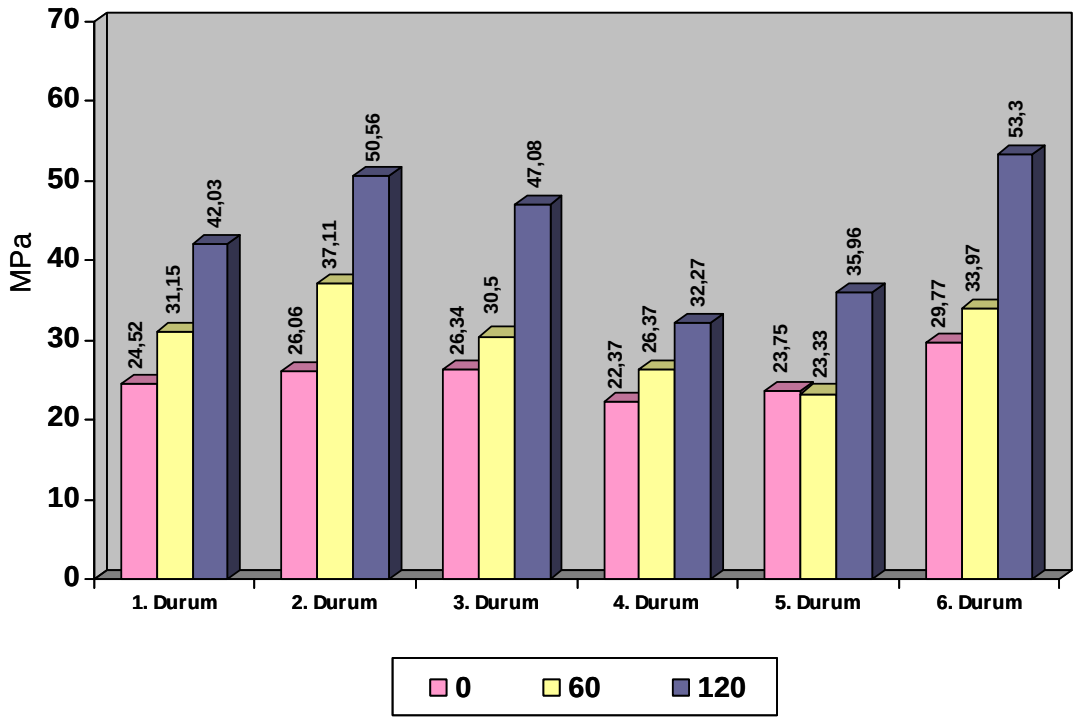


Şekil. 3.82. 5ºC soğuk uygulaması sonucu ana modelin sagittal kesitindeki stres dağılımları

3.4. Üç Farklı Preparasyon Tipi Ve İki Farklı Porselen Kalınlığı Uygulanan Modellerdeki Stres Miktarlarının Grafiksel Analizi

6 farklı durumu ifade eden porselen laminate veneer simülasyonları karşılaştırıldığında; en yüksek stres değeri, overlapped preparasyon tipinin tercih edildiği, 0.5 mm porselen kalınlığının ve 120° açı ile fonksiyonel kuvvetin simüle edildiği 6. durumda izlenmiştir. Bu durumda kaydedilen maksimum stres değeri 53.3 MPa'dır. İnsizal bevel preparasyon tipinin tercih edildiği, 0.5 mm porselen kalınlığının ve 0° açı ile fonksiyonel kuvvetin simüle edildiği 4. durumda ise en düşük stres değeri kaydedilmiştir (22.37 MPa) (Grafik 3.1).

İnsizal kenara daha büyük açı ile gelen fonksiyonel kuvvetlerin diş ve restorasyonda daha fazla stres değerleri ortaya çıkardığı grafik 3.1'de açıkça görülmektedir.



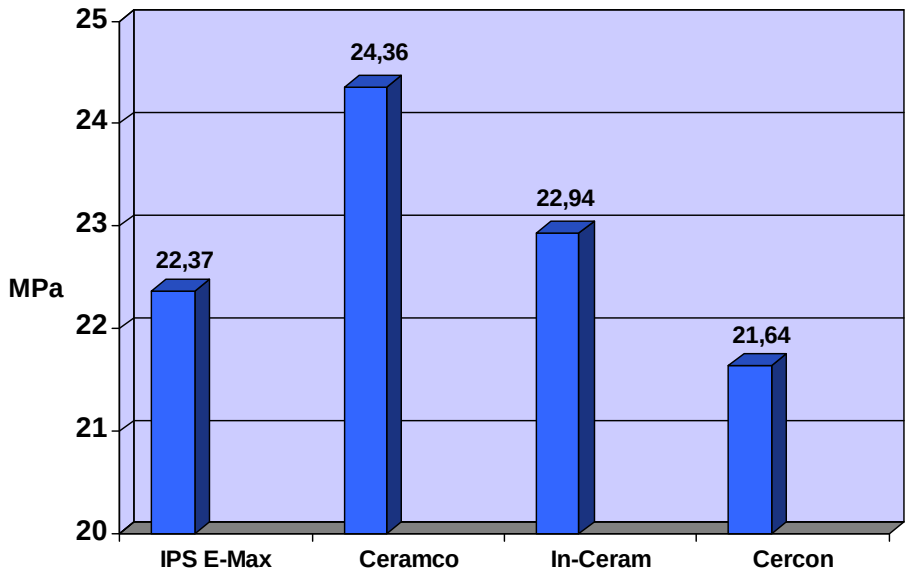
Grafik 3.1. Farklı preparasyon tipleri ve porselen kalınlıkları uygulanan ana modellerin 0°, 60° ve 120°'lik açılarla uygulanan fonksiyonel kuvvetler altındaki maksimum stres miktarları

Tablo 3.1. Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modeller ve özellikleri

Gruplar	Kesim tipi	Porselen kalınlığı
Durum 1	Featheredge	1mm
Durum 2	Featheredge	0.5mm
Durum 3	İnsizal bevel	1mm
Durum 4	İnsizal bevel	0.5mm
Durum 5	Overlapped	1mm
Durum 6	Overlapped	0.5mm

3.5. Farklı Porselen Tipleri Uygulanan Modellerdeki Stres Miktarlarının Grafiksel Analizi

İnsizal bevel bitime sahip, 500 µm porselen kalınlığı ve 100 µm siman kalınlığı içeren ana modele 0° açı ile fonksiyonel kuvvet uygulandığında; en fazla stres değeri Ceramco'nun kullanıldığı modelde izlendi (24.36 MPa). In-ceram'da 22.94 MPa, IPS E-Max'de 22.37 MPa ve Cercon'da 21.64 MPa maksimum stres değerleri kaydedildi (Grafik 3.2).

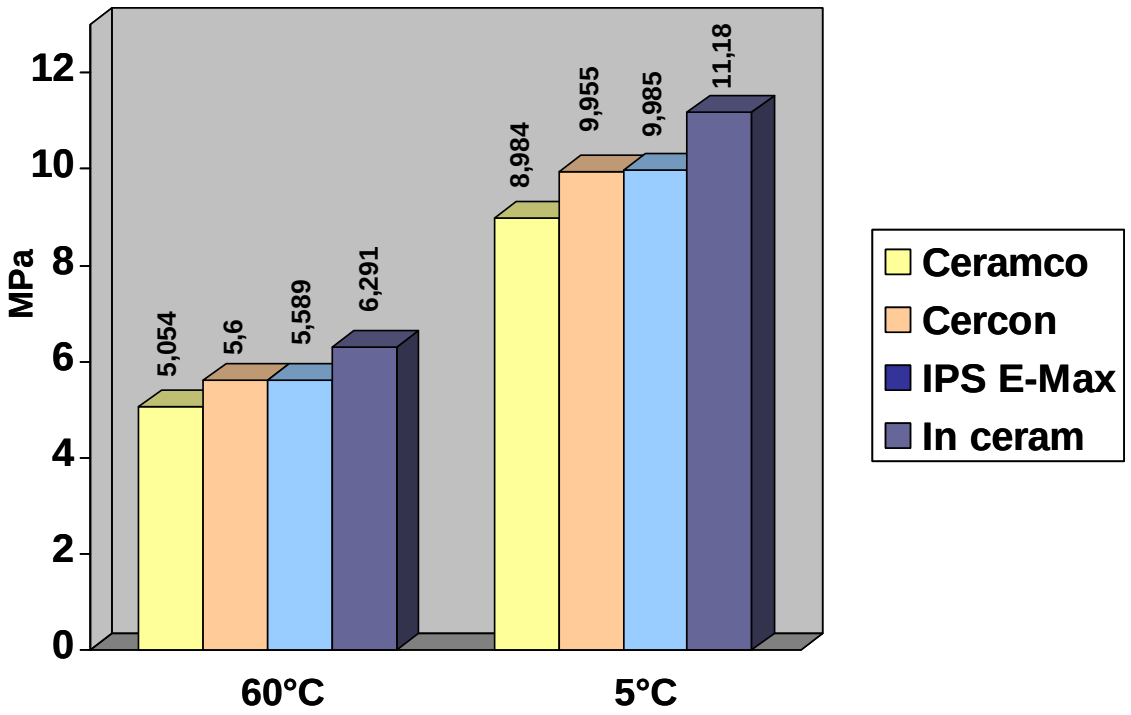


Grafik 3.2. Farklı porselen tipleri uygulanan ana modellerdeki maksimum stres miktarları

3.6. Termal Stres Değerlerinin Grafiksel Analizi

İnsizal bevel bitime sahip, 500 µm porselen kalınlığı ve 100 µm siman kalınlığı içeren ana modele 4 tip porselen sisteminin (Ceramco, Cercon, IPS E-Max, In-ceram) mekanik özelliklerinin yüklenmesinden sonra, 5°C ve 60°C sıcaklık uygulaması sonrası maksimum stres değerleri grafik 3.3'de görülmektedir. 60°C sıcaklık uygulandığında en fazla stres değeri In-ceram uygulanan porselen veneer simülasyonunun labial kole bölgesinde ve 6.291 MPa olarak izlendi. 5°C soğuk uygulaması sonrası en fazla stres değeri yine In-ceram simülasyonunda ve 11.18 MPa olarak izlendi.

Grafikte, 5°C soğuk uygulanan ana modellerdeki maksimum stres değerlerinin 60°C sıcak uygulanan ana modellere göre çok daha fazla olduğu açıkça görülmektedir.



Grafik 3.3. Termal değişimlerdeki maksimum stres değerleri

.

4. TARTIŞMA

Estetik, eski çağlardan beri insanoğlunun en fazla ilgi duyduğu konulardan biridir. Bir çok kültür dişleri gençlik, güzellik ve sağlığın yüze yansıyan yapısı olarak kabul etmişlerdir. Günümüzde ise, her alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de artan bir yoğunlukta ilgi çekmeye devam etmektedir. Diş hekimliğinde, önceleri kaybolan işlevin iadesi şeklinde uygulanan restoratif tedavilerin, 20. yüzyılın sonlarından itibaren, teknolojik gelişmeler doğrultusunda yerini işlevsel aynı zamanda da estetik yaklaşımlara bıraktığı görülmektedir (Maruyama 1998).

Ön grup dişlerde görülen renk, şekil, yapı ve konum bozuklukları estetik açıdan büyük sorunlar yaratmakta ve bunun sonucunda bireylerde fonksiyonel, psikolojik ya da sosyal problemlere yol açabilmektedir. Bu sorunları gidermek için eskiden sıklıkla başvurulan yöntem, bu dişlerin kron ile kaplanmasıydı. Ancak bu işlem için fazla miktarda kesim yapılması diş ve çevre dokularda harabiyetler oluşturmaktadır. Tüm bu problemleri gidermek amacıyla, ön dişlerde görülen bozukluklar için kronlara alternatif olarak laminate veneerler kullanılmaya başlanmıştır. Anterior dişlerdeki estetik olmayan defektlerin ve renklenmelerin giderilmesi amacıyla laminate veneer uygulamaları, daha az invaziv ve konservatif bir tedavi yaklaşımı olarak son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir (Emre 2005, Yüzügüllü ve Tezcan 2005).

Protetik tedavilerden beklenen klinik başarı, tedavi planlamasında uygulanacak olan kuvvet ve kuvvete karşı koyacak olan materyalin mekanik özelliklerinin iyi bilinmesi ile sağlanabilir. Aksi halde başlangıç aşamasında düzenlenmemiş kuvvetlerin doğal yapıları etkilemesi ve giderek protez materyali ile destek diş ve çevre dokular arasındaki uyumun bozulması söz konusu olacaktır (Özpınar ve ark 1995, Güngör ve ark 2004). Sabit protetik restorasyonların uygulandığı olgularda fonksiyon sırasında restorasyona, dolayısı ile dişlere gelen kuvvetlerin diş-periodontal ligament, çevre tutucu dokular ve alveoler kemik dokusunda farklı şekil değişimleri ve iç gerilimler oluşturacağı, bunların değerlerinin her bir dokunun fiziksel özelliklerine bağlı olarak farklılık göstereceği bilinmektedir (Jones ve ark 2001). Oluşan gerilim ve şekil değişimleri çeşitli analiz yöntemleri ile incelenebilir. Bu yöntemler, sonlu eleman stres

analizi, fotoelastik analiz, gerilim ölçüm analizleri ve geometrik analizler olarak sınıflandırılabilir (Verdonschot ve ark 2001). Sonlu eleman stres analizi dişhekimliğinde çeşitli materyallerin biyomekanik performansını tahmin etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Sonlu eleman stres analizinde, mümkün olduğu kadar gerçeğe yakın bir model hazırlanabilir, maddelerin özellikleri kolaylıkla değiştirilebilir ve yüklere ait değişken parametreler oluşturulabilir. Dolayısı ile sonlu elemanlar analizi, sayısal bir yöntem olması nedeniyle özellikle dişlerdeki gerilim dağılımını incelemede kullanılmaktadır (Jones ve ark 2001, Güngör ve ark 2005).

Analiz yöntemi olarak kullanılan, kırılgan vernik kuvvet analiz tekniği ile sayısal bir değerin elde edilememesi, fotoelastik kuvvet analiz yönteminde incelenecek olan modellerin cam, şeffaf bakalit veya selüloit gibi saydam bir modelden yapılması ve buna bağlı olarak da materyal özelliklerinin gerçeğe uygun olmaması ve gerilim ölçerli kuvvet analiz yönteminde sadece gerilim ölçerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılması gibi nedenlerde dolayı sonlu elemanlar analizinin kullanımı daha avantajlı olmaktadır (Şakar ve ark 2000, Verdonschot ve ark 2001). Biz de bu nedenle çalışmamızda sonlu elemanlar yöntemini tercih ettik.

Laminate veneer restorasyonların farklı şekillerde hazırlanabileceği göz önüne alındığında bunlara gelecek olan fonksiyonel kuvvetler karşısında dişin, çevre dokuların ve restorasyonun cevabını da iyi bilmek gerekmektedir. Bu amaçla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılabilse de kullanılan malzeme sayısını kısıtlamadan böylesine karmaşık bir yapıda oluşacak gerilimleri bir arada ancak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile elde edebiliriz. Çünkü bu metod, geometrik olsun veya olmasın hertürlü cisme veya komplike yapılara kolayca uygulanabilir (Troedson ve Derand 1999, Kılıçarslan ve ark. 2006). Özellikle farklı materyallerle hazırlanabilen veya preparasyonunda modifikasyon yapılabilen restorasyonların fonksiyon sırasındaki gerilim durumlarının bilinmesi, ideal durumun saptanabilmesi için son derece önemlidir (Magne ve Douglas 1999a).

Sonlu elemanlar stres analizi uygulanmasında, simüle edilen matematiksel modelin iki ya da üç boyutlu olması önemli bir konudur. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da sonuçların doğruluğu açısından avantajlı hale gelmiştir. Yapılan çalışmalar üç boyutlu

modellemelerin üstünlüklerini ortaya koymaktadır (Lin ve ark 1999, Yang ve ark. 2001, Koca ve ark. 2005, Romeed 2006). İki boyutlu analizler basit yapılar için daha uygundur. Dijital görüntüleme tekniklerindeki ve bilgisayar programlarındaki ilerlemeler, sonlu elemanlar stres analizi ile biyolojik dokuların üç boyutlu olarak daha iyi anlaşılmasını sağlamıştır. İki boyutlu sistemlerde düzlemin dışındaki deformasyonlar ve gerilimler önemsizdir. Bu durum maliyeti azaltır ancak, sonuçların doğruluğunu kısıtlar (Ulrich ve ark 1998, Çınar 2007). Romeed ve ark. (2006), iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizini kıyasladıkları çalışmalarında, üç boyutlu analiz sonuçlarının stres dağılımlarını belirlemede 2 boyutlu analize göre daha güvenilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Bunun sebebinin de, kompleks geometrik yapıların üç boyutlu modelde daha iyi temsil edilmesi olduğunu bildirmişlerdir. Biz de bu nedenle çalışmamızda en doğru sonuçlara ulaşabilmek için, üç boyutlu modeli tercih ettik.

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak güç, çoğu zamanda olanaksızdır. Bu nedenle bu tip çalışmalar, incelenecek yapı ya da canlı dokunun bir modeli üzerinde gerçekleştirilir. Clelland ve ark. (1991) ve Meijer ve ark. (1993), üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı ile doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Eleman ve düğüm sayısının fazlalılığı, gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modelinin özellikleri diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, düğüm noktası ve eleman sayısının oldukça fazla olduğu görülmektedir (Troedson ve Derand 1999, Seymour ve ark. 2001, Albuquerque ve ark. 2003, Lanza ve ark. 2005, Zarone ve ark. 2005).

Çalışmamızda kullanılan modelde simüle edilen yapılarla ilgili çeşitli varsayımlar yapılmıştır. Modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak varsayılmıştır. Ancak, çalışmamızda modellenen canlı diş dokuların özellikleri farklıdır. Aynı zamanda, modelin her bir katmanı için kullanılan materyallere, bunların özelliklerine ve deneylerde kullanılan modellere bağlı olarak stres dağılım şekilleri farklı olmuş olabilir. Bu nedenle, araştırmamızda sonlu eleman stres analiz yönteminin doğal limitasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

Bununla birlikte, çalışmamızda alveoler kemik modellenmemiştir. Bazı araştırıcılar yaptıkları pilot çalışmalarda, restorasyonun yalnızca kron kısmında olduğu

kökü içermediği durumlarda, alveoler kemiğin modellenmesinin sonuçları etkilemediğini belirtmişlerdir (Magne ve ark. 1999, Troedson ve ark. 1999, Seymour ve ark. 2001, Zarone ve ark. 2005). Bu nedenle çalışmamızda diş çevre dokuları modellemeye dahil edilmemiştir.

Protetik tedavi uygulamalarında hastaların estetik, dayanıklılık ve fonksiyonel beklentilerinin artması, seramik malzemelerin gelişmesinde önemli rol oynamaktadır. Adeziv sistemlerin gelişmesine paralel olarak biyouyumluluğa sahip çeşitli tam seramik sistemleri, beklentileri gerçekleştirmede çözüm olabilmektedir (Güngör ve ark 2005). Günümüzde tam seramik restorasyonlar artan bir hızla popüler hale gelirken buna bağlı olarak da yeni seramik sistemleri geliştirilmekte ve yaygınlaşmaktadır.

Yapım prosedürleri, içerikleri ve fiziksel özelliklerinin birbirinden farklı olmasından ve dişhekimliğindeki popülaritelerinden dolayı bu çalışmada ısı ve basınçla üretilen tekniklerden IPS E-max, geleneksel feldspatik dental seramiklerden Ceramco, zirkonyumla güçlendirilmiş seramiklerden Cercon ve alumina ile güçlendirilmiş sistemlerden In-Ceram tercih edilmiştir.

Laminate veneer kronların hazırlanması için dişe herhangi bir preparasyonun yapılıp yapılmaması konusunda çeşitli görüşler bulunmaktadır. Pek çok araştırmacı uygun renk ve estetiğin temin edilebilmesi, restorasyonda overkonturun önlenmesi, adezyonun sağlanması, ve periodontal sağlığın korunabilmesi için özellikle dişin labial yüzeyinde ortalama 0.5 mm'lik bir doku kaldırılması gerektiğini savunmaktadırlar. Ayrıca restorasyonun estetik bütünlüğünün korunabilmesi için interproksimal kontak noktalarında ve gingival marjinlerde de preparasyon yapılması önerilmektedir. (Garber ve ark 1988, Castelnuovo ve ark 2000, Kılıçarslan ve ark 2006). Clyde ve Gilmour (1988), dört tip insizal preparasyon tanımlamışlardır; Bunlar, İnsizal kenarda sıfırlanarak sonlanan (Featheredge incisal edge), insizalde eğimli kenar yapılarak sonlanan (Incisal bevel), mine içinde sonlanan (Window) ve insizal kenarı aşan (Overlapped incisal edge) preparasyondur. Preparasyonun kesici kenarı içine alması, simantasyon sırasında restorasyonu yerleştirirken rehberlik ederek hekime kolaylık sağlar (Garber ve ark 1988). Ayrıca insizal bölgedeki porselen kalınlığının artması, bu bölgede dayanıklılığın ve translusensliğin artmasıyla sonuçlanır (Gilmour ve ark 1993). Clyde ve Gilmour (1988), özellikle diş boyunun uzatılması ve palatinal yüzeyin bir kısmının korunması gereken

durumlarda ve geniş kron kırıklarının tamirinde bu tip preparasyon şeklinin yararlı olacağını belirtmiştir. Garber (1991), palatinale dönen preparasyonda insizal kenarda yapılan düzleştirmenin bonding için yüzey alanını artıracağını bildirmiştir. Highton ve ark. (1987), bu tip preparasyonun okluzal kuvvetleri daha geniş bir alana dağıtarak veneer içindeki stres konsantrasyonunu azalttığını iddia etmişlerdir. Yine Aydın ve Yaluğ (1998), porselen laminate veneerlerde kuvvet dağılımı yönünden en uygun preparasyon şeklinin insizal kenarı içine alan kesim olduğunu bildirmişlerdir.

Hui ve ark. (1991) ise kesici kenarı içine almayan bir preparasyonda (window tip), insizal kenar korunduğu için okluzal kuvvetlerin, direkt olarak değil de kalan diş yapıları yoluyla iletilebileceğini savunmuşlardır. Araştırıcılar yaptıkları invitro çalışmada insizal kenardaki preparasyon tiplerine göre porselen veneerlerdeki stres analizini karşılaştırmışlar ve kesici kenarı içine almayan preparasyonun daha dayanıklı olduğunu belirtmişlerdir. Bununla beraber, simantasyon sırasında yerleştirme zorluğu ve veneer ile diş yapısının saydam olduğu insizal kenarda oluşabilecek renk uyumsuzluğunun yanında, insizal kenarı içine almayan window tipi kesimlerde veneeri korumak için geride kalan mine kenarının zayıfladığını da belirtmişlerdir.

Klinik olarak en çok uygulanan insizal preparasyonlar, featheredge, insizal bevel ve insizal overlapped dizaynlardır (Peumans ve ark. 2000). Bazı araştırıcılar insizal overlapped dizaynı önermektedir. Bu araştırıcılar, bu tür bir preparasyonda restorasyonun estetik karakterlerinin daha iyi yansıtılabileceğini ve restorasyonun insizal fraktürlere daha dirençli olabileceğini savunmaktadırlar (Weinberg 1989, Nixon 1990, Christensen 1991, Peumans 2000). Bunların aksine Meijering ve ark. (1998) ise, çeşitli laminate veneerlerin başarısını değerlendirdikleri 2.5 yıllık klinik takip çalışmalarında, insizal preparasyon dizaynlarının porselen laminate veneerin başarısını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, bu bilgilerin ışığı altında laminate veneer preparasyonu sadece mine sınırları içinde bırakılarak, gingivalde chamfer basamak ile insizalde bevel, featheredge ve overlapped dizayn simüle edilerek farklı preparasyon şekillerinin stres

dağılımına etkisi değerlendirildi. Window tarzda insizal preparasyon, klinik uygulamasının az olması nedeniyle çalışmaya dahil edilmedi.

Literatüre bakıldığında, kesici kenardaki preparasyonun derinliği 0.5 mm'den 2 mm'ye kadar değişen boyutlarda önerilmiştir (Clyde ve Gilmour 1988, Aydın ve Yaluğ 1998, Garber ve ark 1998, Ermiş 2003). Wall ve ark. (1992), 0 mm, 0.5 mm, 1 mm ve 2 mm derinliklerde prepare edilen insizal kenarların kırığa karşı direncini nasıl etkilediğini araştırdığı çalışmasında gruplar arasında önemli bir fark saptamamıştır. Ermiş (2003), yaptığı çalışmasında insizal kenarı içine alarak kesici kenarda 1 mm derinlikte ve palatinalde yuvarlatılmış chamfer tarzında sonlandırılan preparasyona sahip seramik veneerlerdeki başarı oranını %97 olarak bildirmiştir. Biz de bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde, kesici kenardaki preparasyon derinliğini 1 mm olarak kullandık.

Yapılan araştırmalarda; preparasyon şekli, restoratif malzemelerin mekanik özellikleri ve dentine bağlanma mekanizmalarının, fonksiyonel yüklerin yarattığı iç gerilimleri azaltabilecek ve diş-restorasyon kompleksinin direncini artıracak nitelikte olması gerektiği belirtilmektedir (Verdonschot ve ark 2001, Proos ve ark 2003). Bu özellikler protetik tedavinin başarısı ve sürekliliği için büyük önem taşımaktadır. Oluşturulacak basamak tipi, kuvvetleri daha dengeli şekilde dağıtabilecek formda olmalıdır. Shillingburg ve ark. (1997), chamfer bitiş çizgisinin deneysel olarak en az stresi oluşturduğunu ve bununla bağlantılı olarak da altındaki siman tabakasında başarısızlık oranının daha az olduğunu belirtmiştir. Eraslan ve ark. (2005), marjin dizaynının stress dağılımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, chamfer bitim şeklinin restorasyon marjinlerindeki stress değerleri ve dağılımları açısından en avantajlısı olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda kullanılan tüm modellerde, gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi amacı ile tam seramik restorasyonlarda tavsiye edilen chamfer basamak tipi kullanılmıştır.

Porselenen laminate veneerlerin başarısı ve devamlılığında, kullanılan estetik materyal kadar simantasyonun da büyük rolü vardır. Bu tür restorasyonların yapıştırılmasında önceleri çinkofosfat simanlar daha sonraları ise, cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Ancak bu simanlarla yapıştırılan porselenlerin ince kısımlarında kırılmalar gözlenmiştir. Kırılma, retansiyon problemleri ve estetik sorunlar rezin simanların gelişmesine neden olmuştur. Rezin simanların en büyük avantajları, dentine yüksek

bağlantı sağlamaları ve mikrosızıntılarının düşük olmasıdır. Dezavantajları ise, film kalınlığının fazla olmasıdır (Üşümez ve ark 2003). Çalışmamızda tam seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilen bir rezin siman olan Variolink II kullanılmıştır.

Bir çok rezin siman ağırlık olarak %50-70 cam veya silikadan oluşur (Jocobsen ve Rees 1992). Yüksek sıkışma ve gerilme dayanımı gösterirler ve ağız sıvılarında çözünmezler (Aquilino ve ark 1991, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ayrıca içerisinde bulunan doldurucular sayesinde marjinal aşınmaya karşı cam iyonomer ve hibrit rezinlere göre daha dirençlidirler. Ancak yoğun doldurucu içermeleri rezinin viskozitesini artırır. Bu da akıcılığın azalmasına ve film kalınlığının artmasına neden olur (Diaz-Arnold ve ark 1999). Yapılan çalışmalarda da rezin simanla yapıştırılan restorasyonlar incelenmiş ve siman kalınlığının diğer siman çeşitlerine göre daha fazla olduğu görülmüştür (White ve Kipnis 1993, Diaz-Arnold ve ark 1999). Ancak, rezin simanların film kalınlıklarının tam seramiklerin kırılma dayanımlarına etkisi tam olarak bilinmemektedir. Molin ve ark. (1996), siman kalınlığının 20 µm'den az olmasının, seramik ve dentin arasındaki bağlantı dayanımını azalttığını belirtmişlerdir. Scherrer ve ark. (1994), siman kalınlığı 300 µm ve üzerinde olduğunda seramiğin kırılma dayanımında belirgin bir artış olduğunu bildirmişlerdir. Magne ve ark. (1999) ise, yapmış oldukları bir çalışmada seramik / siman film kalınlığı oranının restorasyondaki kırılma dayanımına etkisi incelemişlerdir. Araştırıcılar bu amaçla hazırladıkları 1 ve 2 mm'lik seramik örnekleri 100, 200 ve 300 µm siman film kalınlıklarında dentin yüzeyine simante etmişler ve örneklere 5-50 °C arasında termal siklus uygulamışlardır. Araştırma neticesinde seramik / siman film kalınlığı oranı 3 ve üzerinde olan örneklerin daha fazla kırılma dayanımı sergilediğini söylemişlerdir. Pek çok araştırmacı klinik olarak kabul edilebilir rezin siman film kalınlığınının 100-150 µm arasında olduğunu bildirmişlerdir (Troedson ve Derand 1998, Eraslan ve ark. 2005). Biz de bu nedenle çalışmamızda kullandığımız çeşitli modellerde, siman kalınlığını 100 µm olarak simüle ettik.

Prakki ve arkadaşları (2007), yaptıkları bir çalışmada, dentine yapıştırılan seramiklerin kırılma dayanımında rezin siman film kalınlığının etkisini araştırmışlardır. Toplam 80 adet sığır dişinden hazırlanan standart bloklar şeklindeki örnekleri

kullandıkları bu çalışmada, 4 farklı siman kalınlığı (100 µm, 200 µm, 300 µm ve simantasyon yapılmayan kontrol grubu) ile 2 farklı porselen kalınlığını (1mm ve 2mm) göz önünde bulundurmuşlardır. Kırılma dayanımını araştırdıkları bu çalışmanın sonucunda, 1 mm'lik örneklerde rezin siman kalınlığı arttıkça seramiğin kırılma dayanımının arttığı görülürken, 2 mm'lik örneklerde kırılma dayanımının rezin simanın film kalınlığından etkilenmediği görülmüştür. Araştırıcıların 1mm'lik porselen kalınlığı için elde ettiği sonuçları, bir 'Sonlu elemanlar analizi' olan bizim çalışmamızdaki 1 mm'lik porselen kalınlığındaki sonuçlarla kıyasladığımızda; 60°'lik kuvvet altında featheredge ve bevel preparasyon tiplerinde siman kalınlığı arttıkça diş dokularındaki ve restorasyondaki streslerin etkilenmediği görülürken, overlapped preparasyon tipinde siman kalınlığı arttıkça stress konsantrasyonları da artmıştır. Bu sonuca bakarak, diş dokuları ve restorasyonlar üzerinde biriken streslerlerin preparasyon dizaynından etkilendiğini söylemek mümkündür.

Ağız içindeki restorasyonlar, farklı şiddette ve yönde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Fonksiyon sırasında kuvvetin yönü dişin uzun eksenine paralel olursa, restorasyon üzerindeki maksimum basma gerilimi kullanılan restoratif malzemenin basma dayanıklılığından daha az olacaktır. Bu nedenle restorasyonun kırılma olasılığı az olacaktır. Ancak kuvvetler açılı olarak uygulandığında, kuvvetin geldiği noktanın çevresindeki maksimum çekme gerilimleri kuvvetin dik olarak geldiği durumdan daha fazla olmaktadır. Bu durumda açılı gelen kuvvetler karşısında destek diş meydana gelen gerilimleri daha az tolere ettiğinden restorasyonda gerilim değerleri artrmaktadır (Nakamura ve ark. 2000, Sonugelen ve Artunç 2002). Troedson ve Derand (1998), porselen veneerlerdeki stresleri inceledikleri iki boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, modelledikleri üst santral dişe 0, 30 ve 60°'lik açılarla kuvvet uygulamışlardır. 30°'lik açıyla kuvvet uygulanan modelllerdeki maksimum stress değerleri, 0°'lik açı ile kuvvet uygulanan modellerden 4 kat fazla bulunurken, 60°'lik açıyla kuvvet uygulanan modellerdeki max. stress değerleri ise 30°'lik modellerden 1.5 kat fazla bulunmuştur.

Zarone ve ark. (2005) ise, yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında; çeşitli dizaynlardaki porselen veneer ile restore edilen üst santral dişi modelleyerek 60° ve 120°'lik açılarla kuvvet uygulamışlardır. 120° açı ile kuvvet

uygulanan modellerde diş yapısı, restorasyon ve siman tabakasında izlenen max. stres değerleri 60° açı ile kuvvet uygulanan modellerden çok daha fazla bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da bu görüşleri destekler doğrultuda bulgular elde edilmiştir. Tüm insizal preparasyon dizaynlarında en fazla stres birikimleri,120° açı ile kuvvet uygulanan modellerde görülmüştür. Diş ve porselen laminate veneer materyallerine lateral kuvvetlerin gelmesi, dik gelen kuvvetlere gore daha fazla stress birikimine neden olmuştur. Bu durum, restorasyonun klinik başarısızlık riskini arttırabilir.

Dişlerin okluzal temasları sırasında stres yoğunlaşmasının olduğu bölge servikal bölgedir. Servikal bölgede basma, çekme ve kayma tarzında içsel gerilimler meydana gelmektedir. Dişlerin fiziksel özellikleri değerlendirildiğinde, çiğneme sisteminin fonksiyonu sırasında dişler üzerinde oluşan gerilimlerin dağılımında mine-dentin birleşiminin kritik bölge olduğu belirtilmiştir (Khera ve ark 1988, Goel ve ark 1991). Doğal dişlerde dentin ile mine arasındaki sıkı bağlantı, streslerin daha elastik olan dentine dağıtılmasını sağlar. Böylece okluzal kontaklar sonucu oluşan lokal stresler mineye minimum zarar verir (Sakaguchi ve ark 1991). Çalışmamızda da gerilim yığılmalarının, servikal bölgelerde ve doğal dişin mine-dentin bölgelerinde olduğu gözlenmiştir. Yüksek basma gerilimlerinin kuvvetin uygulandığı insizal bölgelerde ve servikal basamak alanlarında olduğu, gerilim şiddetinin uygulanan restoratif dizayn ve kullanılan restoratif materyallere bağlı olarak farklılıklar gösterdiği bulunmuştur.

Literatürdeki çalışmalar gözden geçirildiğinde laminate veneerlerle ilgili çalışmalarda sonlu elemanlar stres analizlerinin oldukça az kullanıldığını görmekteyiz. Bizim çalışmamızla birebir benzerlik gösteren bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak son yıllarda yapılan bazı sonlu elemanlar analizi çalışmaları ve bazı invitro çalışmalar konumuzla yakınlık göstermektedir.

Castelnuvo ve ark. (2000), farklı preparasyon dizaynı uygulanan seramik veneerlerin kırılma yükü ve tipini araştırdıkları invitro çalışmalarında 50 adet üst keser dişi rastgele 5 gruba ayırmışlar ve her gruba farklı preparasyonlar uygulamışlardır. 1. grubta insizal redüksiyon yapmamışlar, 2.grupta 2 mm insizal redüksiyon (butt joint), 3. grupta 1 mm insizal redüksiyon ve 1 mm yüksekliğinde palatal chamfer, 4. grupta 4 mm insizal redüksiyon ve 1 mm'lik palatal chamfer uygulamışlardır. Son grup ise kontrol grubudur. Dişler 0.5 mm kalınlıkta IPS empress ile restore edilmiş ve daha sonra tüm

örnekler universal test cihazında kırılmıştır. Bu çalışmada, maksimum kırılma kuvvetine göre en dayanıklı preparasyon tipinin 2 mm insizal redüksiyon uygulanan insizal bevel dizayn olduğu bulunmuştur. Castelnuvo ve arkadaşlarının yapmış oldukları bu invitro çalışmanın sonuçları bizim yapmış olduğumuz sonlu elemanlar analizi ile uyum göstermektedir. Çalışmamızda simüle ettiğimiz 0.5 mm'lik seramik kalınlığına sahip laminate veneerleri stres dağılımı açısından karşılaştırıldığımızda en elverişli preparasyon dizaynının insizal bevel olduğunu gördük.

Zarone ve ark. (2005), yaptıkları çalışmalarında 0.5 mm kalınlıktaki alümina porselen laminate veneer ile restore edilmiş ön dişlerde preparasyon dizaynının stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Araştırıcılar, yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, insizal bevel ve insizal overlapped dizayn uyguladıkları modellerdeki stres dağılımlarını 60° ve 120° lik kuvvetler altında karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, her iki açıdaki kuvvet altında da insizal overlapped dizaynının stres dağılımını tolere etme yönünden bevel dizayna göre daha elverişli bir preparasyon tipi olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda, featheredge, bevel ve overlapped tarzdaki preparasyonlara iki farklı porselen kalınlığı ilave edilmiş, ayrıca 0°, 60° ve 120°'lik açılarla kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamızın sonucunda, 0.5 mm'lik porselen veneerlerde en az stres birikimi gösteren insizal dizayn bevel iken 1 mm'lik veneerlerde en az stres birikimi overlapped dizaynda izlenmiştir. Bu iki çalışma arasındaki farklılık, model dizaynı ve materyaller arasındaki farklılıktan kaynaklanıyor olabilir.

Stappert ve ark. (2005) ise yaptıkları invitro çalışmada, farklı preparasyon dizaynı uygulanan seramik laminate veneerlerin çiğneme simülasyonuna maruz kaldıktan sonraki kırılma dayanımını incelemişlerdir. Bu amaçla topladıkları 64 adet dişi 4 gruba ayırmışlar. İlk grup hiçbir preparasyon işlemi uygulanmayan kontrol grubu iken 2. gruba insizal bevel preparasyon, 3.gruba insizal overlapped, son gruba ise tam veneer preparasyonu uygulanmıştır. IPS empress ile restore edilen örnekler daha sonra siklik mekanik yüklemeye ve 5°C-55°C arasndaki termal siklusa maruz bırakılmıştır. Çalışmanın sonucunda restorasyon uygulanan örnekler kırılma dayanımı açısından kontrol grubuna benzerlik göstermiştir.

Literatürdeki laminate veneerlerin dizaynı ile ilgili yapılmış sonlu elemanlar analizi ve invitro çalışmaların sonuçlarına bakıldığında, ideal preparasyon dizaynının ne

olması gerektiği konusunda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Örneğin, Seymour ve ark. (2001) window dizaynı savunurken, Zarone ve ark. (2005) overlapped dizaynı, Castelnuvo ve ark. (2000) ise bevel preparasyon dizaynını önermişlerdir. Bu farklılıklar, test metodunun, kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin, uygulanan kuvvet miktarı ve açısının aynı zamanda restorasyon dizaynlarının değişkenlik göstermesinden kaynaklanıyor olabilir.

Bizim çalışmamızda farklı restorasyon dizaynlarındaki stres dağılımları kıyaslandığında; en yüksek stres değerleri 120°'lik fonksiyonel kuvvet altında 0.5 mm'lik porselen kalınlığına sahip overlapped preparasyon dizaynında (53.3 MPa) görülmüştür. En düşük stres değerleri ise; 0°'lik kuvvet altında 0.5 mm porselen kalınlığı içeren bevel preparasyon tipinde görülmüştür (22.37 MPa). Çalışmamız sonucunda en düşük stres değerleri 0°'lik kuvvet altında izlenirken, en yüksek değerler 120°'lik açı ile uygulanan kuvvetler altında izlenmiştir.

Çalışmanın 2. bölümünde porselen kalınlığı, siman kalınlığı ve uygulanan fonksiyonel kuvvet açısı sabit tutularak, laminate veneer yapımında kullanılan seramik sistemlerinden IPS E-Max, Ceramco, In Ceram ve Cercon stres dağılımı açısından incelendi. Bu amaçla, insizal bevel bitime sahip modele 0.5 mm porselen kalınlığı ve 100 µm siman kalınlığı ilave edildi. Her bir seramik sistemi için modellerin insizal kenarına 0° açı ile 200 N kuvvet uygulandı. Analiz sonucunda, Cercon için 21.64 MPa, IPS e-max için 22.37 MPa, In-ceram için 22.94 MPa ve Ceramco için 24.36 MPa maksimum stres değerleri elde edilmiştir. Bu değerler, kullanılan porselen materyallerinin elastik modülüs ve poisson oranlarının farklılığından kaynaklanmaktadır. Elastik modülüs ve poisson oranları yüksek olan materyallerde oluşan stres konsantrasyon değerleri çok daha düşüktür.

Oral kavitede dişler ve restorasyonlar sıcak ve soğuk gıdaların tüketilmesi esnasında sıcaklık değişikliklerine maruz kalırlar. Palmer ve ark. (1992), 13 adet insan denek üzerinde gerçekleştirdikleri invivo çalışmada, sıcak ve soğuk gıdaların tüketimi esnasında doğal diş yüzeyinde ölçülebilen en yüksek ve en düşük sıcaklıkları 0°C ve 67°C olarak belirlemişlerdir. Diş dokularının ve restoratif materyallerin termal iletkenlik ve termal genleşme özellikleri farklılık gösterir. Farklı genleşme ve kontraksiyon

davranışları materyal içi ve materyaller arası termal stres birikimine ve mikro hareketlere yol açabilir (Craig 1997, Toparlı ve Sasaki 2003).

Termal stres dağılımlarının incelenebilmesi için de, sonlu elemanlar stres analiz yönteminden yararlanılmaktadır. Literatürde porselen laminate veneer ile restore edilen dişlerde termal stres dağılımını inceleyen sınırlı sayıda araştırma bulunmaktadır. Mevcut araştırmalar sıklıkla doğal dişlerde veya restoratif işlemler uygulanmış dişlerde termal stres dağılımı üzerinedir. Spierings ve ark (1986), restoratif amaçla hazırlanan farklı kavite geometrilerinin doğal dişlerde ısı iletimine olan etkisini, eksen simetrik model üzerinde sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Fenner ve ark (1998), MOD sınıf II kompozit rezin restorasyon uygulanmış premolar dişte ısı dağılımını ve bununla ilişkili termal stres dağılımını inceleyen üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yapmışlardır (Toparlı ve Sasaki 2003). Güngör ve ark (2004), hazırladıkları üç boyutlu sonlu eleman modeli ile farklı tam seramik kronlar ile restore edilen premolar dişte sıcaklık değişikliklerinin yol açtığı termal stresleri incelemişlerdir.

Literatürde, porselen laminate veneerlerde fonksiyonel kuvvetlerin yarattığı streslerin sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak incelendiği çalışmalar mevcuttur. Ancak, termal değişimlerin bu tür restorasyonlarda yol açabileceği streslerin incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürde iki boyutlu olarak oluşturulan modellerin kullanımı ve sınırlı sayıda porselen laminate veneer kombinasyonunun incelenmiş olması bu alanda daha önce yapılmış olan çalışmaların klinik gerçekliğe olan uyarlamasını sınırlandırmaktadır. Çalışmamızın amacı, bu konudaki literatür eksikliğinin giderilmesine katkıda bulunmaktır.

Bu konuda sınırlı sayıda çalışma bulunmasının sebebi, gerek invivo gerekse invitro koşullarda, biyomateryaller arasında sıcaklık değişikliklerinin ölçümünde yaşanabilecek fiziksel güçlükler olabilir. İnvitro koşullarda doğal dişlerin deneysel kullanımı, anatomik farklılıklar, diş yapısının heterojen olması ve termal stres ölçümüne yönelik mekanik düzeneğin çok sınırlı bir alana yerleştirilmesindeki güçlükler sebebiyle sorunlar yaratır. Termal analizler fotoelastik yöntem kullanılarak da yapılabilir ancak insan ağız dokusunun elastik modülünü yakalayabilecek modellerin yapımı oldukça güçtür (Çakan 2006).

Çalışmamızın son bölümünde, ikinci bölümde kullandığımız kombinasyonlara ilave olarak termal stres analizi yapılmıştır. Bu amaçla oluşturulan modellere, çalışmada kullandığımız Ceramco, Cercon, In ceram ve IPS E-max'in termal ve fiziksel özelliklerinin yüklenmesinden sonra 2 farklı sıcaklık (5°C ve 60°C) koşulu için termal stres analizi uygulanmıştır.

Restoratif materyal ve işlemlerin pulpaya olan termal etkilerinin veya termal stres ve iletkenlik karakteristiklerinin incelendiği pek çok çalışmada, oral kavitedeki başlangıç sıcaklığı 36°C olarak seçilmiştir (Yang ve ark. 2001, Toparlı ve Sasaki 2003, Güngör ve ark. 2004). Bu araştırmalarla benzer olarak, çalışmamızda ağız içi sıcaklığı 36°C olarak seçilmiştir. Çalışmamızda ayrıca, sıcak ve soğuk gıda alımını takiben meydana gelecek termal stresleri analiz etmek amacıyla, çeşitli araştırıcıların uyguladığı gibi 5°C soğuk ve 60°C sıcak uygulama değerleri olarak seçilmiştir (Magne ve ark. 1999, Çakan 2006). Çalışmamız sonucunda, 60°C sıcak uygulaması için en yüksek stres değeri 6.291 MPa olarak In-ceram'da görülürken, en düşük değer 5.054 MPa olarak Ceramco'da görülmüştür. 5°C soğuk uygulaması sonucu ise en yüksek stres değeri 11.18 MPa olarak yine In-ceram'da görülürken, en düşük değer 8.984 MPa olarak Ceramco'da görülmüştür. Termal genleşme katsayıları düşük olan materyaller çok daha yüksek stres konsantrasyonları sergilemişlerdir.

Sıcaklık dağılımı ve termal iletkenlik, ısı transferi problemlerinde önemli bir parametredir. Sıcak ve soğuk gıdalar, restore edilen dişlerde, çeşitli restoratif materyallerin farklı fiziksel ve termal özellikleri ile bağlantılı olarak, termal stres ile sonuçlanan sıcaklık farklılıklarının oluşmasına yol açarlar. Porselen laminate veneerler ile restore edilen dişlerde ortaya çıkan termal stres, restoratif materyallerin yapısal özellikleri, preparasyon dizaynı ve dentin ile restoratif materyaller arasında kullanılan adeziv sistemler gibi bir çok faktörden etkilenir (Hood 1991). Mine ve dentinin termal genleşme katsayıları arasındaki fark çok az olmasına rağmen, sıcak ve soğuk gıdaların tüketimi sonucu ortaya çıkan sıcaklık farklılıkları, sağlıklı doğal dişte termal stres oluşumuna yol açmakta iken bu durum restorasyonlu dişlerde daha belirgindir (Magne ve ark 1999).

Stres davranışlarının gerçeğe daha yakın incelenebilmesi ve güvenilir sonuçlar elde edilmesi açısından üç boyutlu sonlu elemanlar analizi, iki boyutlu analize göre daha

üstündür. Ancak daha önce yapılan çalışmalarda kullanılan ve üç boyutlu olarak tanımlanan sonlu eleman diş modelleri, bir eksen etrafında simetrik yapı göstermektedir. Güngör ve ark. (2004), tam seramik restorasyonlarda ve Toparlı ve Sasaki (2003), post restorasyonlu dişlerde termal stresi incelediği çalışmalarında, eksen etrafında simetrik üç boyutlu sonlu eleman modelini kullanmışlardır. Dişler anatomik ve fizyolojik olarak eksen etrafında simetrik bir yapı göstermedikleri için, literatürde daha önce iki boyutlu ve bir eksen etrafında simetrik özellik gösteren üç boyutlu sonlu eleman modeli kullanılarak yapılan araştırmalardan farklı olarak çalışmamızda incelenen yapının anatomik ve fizyolojik özelliklerini aynı şekilde yansıtan üç boyutlu model analizi yapılmıştır. Bu yöntemle klinik gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebileceği öngörülmüştür.

Güngör ve ark. (2004), termal değişimlerin tam seramik restorasyonlar üzerinde oluşturduğu stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu amaçla, simüle ettikleri alt premolar dişe çeşitli tam seramikler uygulamışlar ve termal yüklerin diş-restorasyon kompleksinde oluşturduğu stresleri araştırmışlardır. Oral kavitenin başlangıç sıcaklığını 36°C kabul etmişler ve 15-60°C ısısal değişim uygulamışlardır. Araştırmalarının sonucunda; ısısal değişimlerin, seramik, siman ve diş dokuları üzerinde gerilme ve çekme stresleri oluşturduğunu, gerilme streslerinin materyal üzerindeki mikroçatlaklarda uçları birbirinden ayırıcı etki yapacağını ve bu durumun özellikle oral kavite sıcaklığının artmasıyla meydana geldiğini belirtmişlerdir. Bu nedenle, tekrarlayan ısısal değişimlerde materyalin fiziksel dayanımının olumsuz etkileneceğini de belirtmişlerdir.

Toparlı ve Sasaki (2003), postcore ile restore edilmiş dişlerde termal stresleri inceledikleri çalışmalarında, 15°C soğuk ve 60°C sıcak uygulaması yapmışlardır. Bu çalışma sonucunda en fazla stres konsantrasyonlarının, soğuk uygulaması sonrası materyal arayüzeylerinde izlendiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en fazla stres konsantrasyonları soğuk uygulaması sonrası görülmüştür.

Yapısal mekanik bakış açısı ile, porselen laminate veneerler ile restore edilen dişler, karmaşık geometriye sahip çok bileşenli bir yapı gibi davranırlar. Arola ve Huang (2000), çok bileşenli bu tip yapılarda sıcaklık ve termal stres dağılımının büyük ölçüde yapının geometrisi ve materyallerin özellikleri ile bağlantılı olduğunu bildirmişlerdir. Spierings ve ark. (1987) ve Güngör ve ark. (2004), karmaşık yapı gösteren modellerde,

termal stresin materyaller arasındaki yüzeylerde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda incelenen modellerde, farklı miktarda olmak üzere özellikle seramik ve diş arayüzeyindeki siman tabakasında, pulpada ve kole bölgesinde termal stres konsantrasyonları görülmüştür. Materyal arayüzeyinde izlenen artmış stresler Güngör ve ark. (2004) ile Toparlı ve Sasaki (2003)' nin sonuçları ile örtüşmektedir.

Bizim çalışmamızla benzer noktaları olması açısından Magne ve arkadaşlarının 1999'da yaptıkları çalışma dikkat çekmektedir. Araştırıcılar, termal değişimlerin ve polimerizasyon büzülmesinin porselen veneerler üzerinde oluşturduğu stresleri inceledikleri 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, farklı porselen ve siman kalınlıkları kullanmışlardır. Oluşturdukları modeller üzerinde 5-50°C arasında termal stres analizi uygulayarak ve rezin simanın polimerizasyon büzülmesini simüle ederek porselenin yapısında oluşan stresleri değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; 1) Polimerizasyon büzülmesi porselenin yapısında internal ve ekseternal streslere sebep olmakta, porselenin siman kalınlığına oranın azalması stresleri artırmaktadır. 2) Termal değişime bağlı olan stresler, porselen kalınlığının siman kalınlığına oranı azaldıkça artmaktadır. 3) Polimerizasyon büzülmesinin hiç varolmadığı varsayıldığında bile termal değişimler porselenin yapısında belirgin stresler oluşturmaktadır. Araştırıcılar sonuç olarak, ideal bir restorasyonda porselen/siman kalınlığı oranının 3'den büyük olması gerektiğini bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızın termal analiz kısmında kullandığımız modellerde porselen/siman kalınlığı oranını 5 olarak belirledik. Magne ve arkadaşlarının (1999) yaptıkları çalışma ile benzer olarak bizim çalışmamızda da en yüksek stres değerleri 5°C termal yük uygulanan modellerde görülmüştür.

Araştırmamızda, bir çok faktörün etkili olduğu karmaşık bir yapıya ait problem, yalnızca fonksiyonel ve termal yüklerin yarattığı stresler açısından üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak incelendi. Travmatik kuvvetler, farklı rezin simanlar ya da farklı marjin dizaynları gibi değişkenlerin sistem üzerine etkisi incelenmemiştir. Bu noktada, sonuçlarımız, termal değişikliklerin ve fonksiyonel kuvvetlerin bir arada incelendiği gerek invivo gerekse invitro deneysel çalışmalar ile karşılaştırılmaya ve geliştirilmeye açıktır.

Sonuç olarak değerlendirildiğinde, laminate veneerler doğru endikasyon konulduğu ve doğru materyal kullanıldığı taktirde son derece başarılı restorasyonlardır.

Porselenin mine dokusuna fiziksel açıdan benzerlikler göstermesi laminate materyali olarak tercih edilmesinde önemli bir kriter oluşturmaktadır. Bu çalışmada laminate veneer yapımında kullanılan porselen sistemlerinin, simantasyon işleminde kullanılan siman ajanının ve farklı preparasyon dizaynlarının klinik uygulamalar ile birebir örtüşmesi nedeniyle sonuçların klinikte hekimlere ışık tutacağını düşünmekteyiz.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın amacı, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak, 3 farklı preparasyon (featheredge, incisal bevel ve overlapped), 2 farklı porselen kalınlığı (0.5 mm ve 1 mm) ve 100 µm siman kalınlığı uygulanarak hazırlanmış porselen laminate veneerlerin 0°, 60° ve 120° açı ile gelen fonksiyonel yükler altındaki durumlarının ve dişe intikal eden gerilimlerin incelenmesidir. Ayrıca, 4 farklı porselen sistemi (Cercon, Ceramco, In-ceram ve IPS e-max) uygulanan laminate veneerlerde, fonksiyonel yüklerin diş ve porselenin yapısında yarattığı stresler karşılaştırılarak; 5°C ile 60°C arasındaki oral sıcaklık değişikliklerinin porselen laminate veneerler üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan test metodunun kısıtlamaları göz önünde bulundurularak aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

1. Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modeller gösterdikleri maksimum stres değerleri açısından kıyaslandığında; en yüksek stres değerleri 120°'lik fonksiyonel kuvvet altında 0.5 mm'lik porselen kalınlığı ve 100 µm'lik siman kalınlığına sahip overlapped preparasyon dizaynında (53.3 MPa) görülmüştür. En düşük stres değerleri ise; 0°'lik kuvvet altında 0.5 mm porselen kalınlığı ve 100 µm'lik siman kalınlığı içeren bevel preparasyon tipinde görülmüştür (22.37 MPa). Çalışmamız sonucunda en düşük stres değerleri 0°'lik kuvvet altında izlenirken, en yüksek değerler 120°'lik açı ile uygulanan kuvvet altında izlenmiştir.

2. Diş dokuları ve porselen laminate veneer materyallerine lateral kuvvetlerin gelmesi, dik gelen kuvvetlere gore daha fazla stress birikimine neden olmuştur. En fazla stres birikimleri 120° açı ile kuvvet uygulanan modellerde görülmüştür.

3. Çalışmanın ikinci bölümünde, 0°'lik kuvvet altında çeşitli porselen sistemleri stres dağılımı açısından karşılaştırılmış ve en yüksek stres değeri Ceramco porselen sistemin de görülürken, en düşük değer Cercon porselen sisteminde görülmüştür.

4. Çalışmanın son bölümünde gerçekleştirilen termal analizde ise, hem 5°C hem de 60°C sıcaklık uygulamasında en yüksek stres değeri In-ceram porselen sisteminde görülürken, en düşük stres değeri Ceramco porselen sisteminde görülmüştür. 5°C soğuk uygulaması sonucu diş dokuları ve restorasyonda 60°C sıcaklık uygulamasına göre daha fazla stres konsantrasyonları meydana gelmiştir.

6. ÖZET

S.Ü. SAĞLIK BİLİMLERI ENSTİTÜSÜ

Laminate Veneerlerde Termal Ve Yükleme Kuvvetlerinin Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi

Özlem Üstün

Danışman

Doç. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA 2008

Bu çalışmanın amacı, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak, farklı preparasyon dizaynları ve farklı porselen kalınlıkları simüle edilen porselen laminate restorasyonların 0°, 60° ve 120° açı ile gelen fonksiyonel yükler altındaki durumlarının ve dişe intikal eden gerilimlerin incelenmesidir. Ayrıca, 4 farklı porselen sistemi uygulanan laminate veneerlerde, fonksiyonel yüklerin diş ve porselenin yapısında yarattığı streslerin karşılaştırılması yanında, 0°C ile 60°C arasındaki oral sıcaklık değişikliklerinin porselen laminate veneerler üzerindeki etkisinin belirlenmesidir.

Çalışmanın başlangıç aşamasında porselen laminate veneer ile restore edilmiş maksiller 1. keser dişi içeren 3 boyutlu matematiksel model hazırlanmıştır. Centrino Core 2 Duo 2GHz (Toshiba Satellite A200-1AH, Japan) bilgisayar ortamında SolidWorks 2006 ve CosmosWorks 2006 programlarından yararlanılmıştır. Modeldeki yapılar, homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Çalışma, 3 aşamada yapılmış ve değerlendirilmiştir.

Çalışmanın ilk bölümünde featheredge, insizal bevel ve palatal overlap tarzındaki insizal bitimleri simüle eden modellere 0.5 mm ve 1mm porselen kalınlıkları ile 100 µm siman kalınlıkları ilave edildi. Analiz esnasında anterior dişlere ısırma anında gelen makaslama kuvvetlerini taklit etmek açısından, maksiller 1. keser dişin palatinal insizal kenarına 0º, 60º ve 120º lik açılarla 200 N kuvvet uygulanmıştır.

Çalışmanın 2. bölümünde laminate veneer yapımında kullanılan seramik sistemlerinden IPS E-Max, Ceramco, In Ceram ve Cercon stres dağılımı açısından karşılaştırıldı. Bu amaçla, insizal bevel bitime sahip modele 500 µm porselen kalınlığı ve 100 µm siman kalınlığı ilave edildi. Her bir seramik sistemi için modellerin insizal kenarına 0° açı ile 200 N kuvvet uygulandı.

Çalışmanın son bölümünde ise, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çeşitli porselen laminate veneer ve diş dokularında oluşan termal stresler analiz edilmiştir. Bu amaçla, ağız içi sıcaklığı 36° kabul edilerek, 5° soğuk ve 60° derece sıcak uygulaması yapıldı. Analizi yapılan modellere ait bulgular *Von Misses* kriterlerine göre incelendi.

Çalışmanın ilk bölümünde simüle edilen modeller gösterdikleri maksimum stres değerleri açısından kıyaslandığında; en yüksek stres değerleri 120°'lik fonksiyonel kuvvet altında 0.5 mm'lik porselen kalınlığı ve 100 µm'lik siman kalınlığına sahip overlapped preparasyon dizaynında (53.3 MPa) görülmüştür. En düşük stres değerleri ise; 0°'lik kuvvet altında 0.5 mm porselen kalınlığı ve 100 µm'lik siman kalınlığı içeren bevel preparasyon tipinde görülmüştür (22.37 MPa). Diş dokuları ve porselen laminate veneer materyallerine lateral kuvvetlerin gelmesi, dik gelen kuvvetlere gore daha fazla stress birikimine neden olmuştur. Çalışmanın ikinci bölümünde, 0°'lik kuvvet altında çeşitli porselen sistemleri stres dağılımı açısından karşılaştırılmış ve en yüksek stres değeri Ceramco'da görülürken, en düşük değer Cercon'da görülmüştür. Çalışmanın son bölümünde gerçekleştirilen termal analizde ise, hem 5°C hem de 60°C sıcaklık uygulamasında en yüksek stres değeri In-ceram'da görülürken, en düşük stres değeri Ceramco'da görülmüştür. 5°C soğuk uygulaması sonucu diş dokuları ve restorasyonda 60°C sıcaklık uygulamasına göre daha fazla stres konsantrasyonları meydana gelmiştir.

Anahtar sözcükler: laminate veneer; stres; termal.

7. SUMMARY

The Investigation Of Stress Patterns In Porcelain Laminate Veneers Induced By Thermal And Functional Loads: A 3D Finite Element Analysis Study.

The aim of this study is to investigate the functional stress patterns in porcelain laminate veneers with different preparation designs and different porcelain thickness under 0°, 60° and 120° functional loads. On the other hand, four different porcelain systems were compared for the stress distribution on tooth structures and porcelain veneers under functional loads. Also the effect of thermal changes between 0°C and 60°C on porcelain laminate veneers were investigated.

At the starting stage, a three dimensional mathematical model of a central incisor restored with a laminate veneer were prepared with a computer (Toshiba Satellite A 200-1AH, Japan) using Solidworks 2006 and Cosmosworks 2006 softwares. Materials used in this study were assumed as homogenous, isotropic and linear elastic.

The study were conducted and analyzed in 3 stages.

In the first part of study, porcelain veneers with 3 different preparation designs (incisal overlap, incisal bevel and featheredge) were modeled. Cement layer of 100 µm of luting composite resin was assumed, and a thickness of 0.5 mm -1 mm of porcelain veneers were used. All models were loaded at 0, 60 and 120 degrees to the long axis of the tooth to determine the stresses under some different angulations of loads that may occur during mastication. 200 N total force was applied from the incisal edge of the models.

In the second part of study, the following restorative materials were used for modeling: IPS E-Max, Ceramco, In Ceram and Cercon. A three dimensional finite element model of a maxillary incisor was digitized, including all the different porcelain systems with incizal bevel design. Cement layer of 100 µm of luting composite resin was assumed, and a thickness of 500 µm of porcelain veneers were used. A total of 200 N masticatory load was applied from the incisal edge of the all models with 0 degrees angulation.

In the last part of the study, thermal stress distributions in tooth structures and porcelain veneers were analyzed using a three dimensional finite element analysis. The thermal load applied to the 3D tooth model having an initial temperature of 36°C simulated the draught of a cold (5°C) and hot (60°C) liquid.

When the simulated models in the first stage of the study were compared according to the stress distributions, maximum stresses were recorded in the overlapped design (53.3 MPa) with 0.5 mm porcelain thickness and 100µm cement thickness under 120° functional load. Min. stresses recorded in the bevel preparation design (22.37 MPa) with 0.5 mm porcelain thickness and 100µm cement thickness under 0° functional load. Lateral forces produced more stress on the tooth and laminate material than vertical forces.

In the second part of the study different porcelain systems were evaluated under 0° functional load. The max. stress values were recorded in Ceramco while the min. values recorded in Cercon.

In the last part of the study, In ceram showed the maximum stress levels both in 60°C and 5°C while Ceramco scored min. stress levels. 5°C thermal loading created more stresses than 60°C thermal loading on the restorative materials tested in this study.

Keywords: Laminate veneer; stress; thermal.

8. KAYNAKLAR

1. Akın E Dişhekimliğinde Porselen, İÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 1999, İstanbul

2. Albuquerque RC, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003; 30: 936-43

3. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowski TJ. Tensile fatique limits of prosthodontic adhesives. J Dent Res. 1991; 70: 208-10

4. Aristidis GA, Dimitra B. Five year clinical performance of porcelain laminate veneers. Quintessence Int. 2002; 33: 185-89

5. Arola D, Huang M.P. The influence of simultaneous mechanical and thermal loads on the stress distributions in molars with amalgam restoration. J Mater Scien Mater Med. 2000; 11:133-39

6. Ateş G. 5 Farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması. Doktora Tezi, 2002, Ankara

7. Aydın C, Yaluğ S. Üç değişik insizal kesim şeklinin laminate veneer kronlarda oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi. GÜ Dişhek Fak Derg, 1998; 15: 75-80

8. Balcı B. Lamina restorasyonların klinik başarısı. Doktora semineri, 2006, İstanbul

9. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin Ceramic Bonding: A Review of Literature. J Prosthet Dent. 2003; 89: 268-74

10. Brunton PA, Wilson NHF. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. Br Dent J. 1998; 13; 184(11): 545.

11. Çakan U. Oral sıcaklık değişikliklerinin farklı yapıdaki restorative post ve kor materyaller üzerindeki termal stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, 2006, Ankara

12. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago,1987

13. Castelnuovo J, Tjan A, Phillips K, Nicholls J, Kois J. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. J Prosthet Dent. 2000; 83: 171-80

14. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. J Prosthet Dent. 2008; 100: 194-202

15. Çınar D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmes. Doktora tezi, 2007, Ankara

16. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6: 391-408

17. Clyde JS, Gilmoure A. Porcelain veneers: a preliminary review. British Dental Journal. 1988; 164: 9-14

18. Costa CAS, Hebling J, Hanks CT. Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: A review. Dental Materials. 2000; 16: 188-197

19. Craig RG. Restorative dental materials. Mosby-Year Book, St.Louis, 1997

20. Crispin BJ, Hewlett ER, Hwan Y, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals, Quintessence Publishing Co Inc. 1994, Chicago, Illinois.

21. Dale BG, Aschheim KW. Esthetic Dentistry: clinical approach to techniques and materials, Lea&Febiger London, 1993; 123-150

22. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999; 81: 135-41

23. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Publishing Co, London, 1999; 192-193

24. Edelhoff D and Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation design for anterior teeth. J Prosthet Dent. 2002; 87: 503-9

25. Emre B. Seramik laminate veneer restorasyonların in vitro ve in vivo değerlendirmesi. Doktora Tezi, 2005, İzmir

26. Eraslan O, Sevimay M, Eskitaşçıoğlu G. Marjin dizaynının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. SÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 61: 150-55

27. Eraslan O. Farklı Okluzyon Tiplerinin Temporomandibuler Eklem Üzerinde Oluşturdukları Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, 2004, Konya

28. Ermiş B. Seramik laminate veneerlerin klinik değerlendirmesi: 1 yıllık sonuçlar. Ankara Üniv Dişhek Fak Derg. 2003; 30: 115-123

29. Ersöz E, Eskitaşçıoğlu G, Günyaktı N. Laminate veneerlerde stres dağılımının incelenmesi. Ankara Üniv Dişhek Fak Derg. 1995; 22: 237-243

30. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Ankara Üniv Dişhek Fak Derg.1995; 22: 201-205

31. Fenner DN, Robinson PB, Cheung PMY. Three dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. Medical Engineering and Physics. 1998; 20: 269-74

32. Fleming JPG, Jandu SH, Nolan L, Shaini JF. The influence of alumina abrasion and cement lute on strength of a porcelain laminate veneering material. J of Dentistry, 2004; 32: 67-74

33. Garber D. Porcelain laminate veneers: ten years later.Part I:tooth preparation. J Esthet Dent. 1993; 5: 56-62

34. Garber DA, Goldstein RE and Freinman RA. Porcelain laminate veneers. Quintessence Publishing Co, Inc. 1988 , Chicago, Illinois

35. Garber DA. Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. Compend Contin Educ Dent. 1991; 12: 316-22

36. Garber DA. Direct composite veneers versus etched porcelain laminate veneers. Dental Clin North Amer. 1989; 33: 301-304.

37. Gemalmaz D and Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2002; 87: 189-196.

38. Gladwin M, Bagby M. Clinical aspects of dental materials. Volters Kluwer Co, 2000, Philadelphia

39. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chong KH. Stresses at the dentino enamel junction of human teeth-A finite element investigation. J Prosthet Dent. 1991; 66: 451-59

40. Goldstein RE, Belinfante L, Nahai F. Change your smile, Quintessence Publishing Co, Inc. 1997, Chicago, Illinois.

41. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II, Zirconia-based dental ceramics. Dental Materials. 2004; 20: 449-56

42. Güngör MA, Çal , Dündar M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Farklı estetik materyallerle kaplanmış diş yapısında gerilim dağılımlarının değerlendirilmesi: Sonlu elemanlar stres analizi. EÜ Dişhek Fak Derg. 2004; 25: 119-126

43. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Dişhekimliğinde Gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 26: 107-116

44. Güngör MA, Dündar M, Karaoğlu Ç, Artunç C. Stress patterns in all ceramic restorations induced by thermal and masticatory loads: A FEA study. EÜ Dişhek Fak Derg. 2004; 25: 127-135

45. Güngör MA, Dündar M, Karaoğlu Ç, Sonugelen M, Artunç C. Tam seramik malzemelerde basamak şeklinin gerilim dağılımına etkisi: Sonlu elemanlar stres analizi. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 26: 145-53

46. Güngör MA., Küçük M, Dündar M, Karaoğlu Ç, Artunç C. Effect of temperature and stress distribution on all ceramic restorations by using a three dimensional finite element analysis. J Oral Rehabilitation, 2004; 31: 172-78

47. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı, Quintessence yayıncılık Ltd. Şti, 2004, İstanbul

48. Highton R, Caputo AA, Matyas J. Photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. J Prosthet Dent. 1987; 58:157-161

49. Hobo S, Iwata T. A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic materials, I.Practical procedures. Quintessence Int. 1985; 16: 509-512

50. Hood JAA. Biomechanics of intact prepared and restored tooth: some clinical implications. Int Dent J. 1991; 41: 25-32

51. Horn NH. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. Dent Clinic North Am. 1983; 27: 671-684

52. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. Br Dent J. 1991; 171: 51-55

53. Ivoclar Vivadent, IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2005

54. Jacobsen PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. 1992; 42: 145-9

55. Janda R, Roulet FJ, Wulf M,Tiller JH. A new adhesive technology for all ceramics. Dental Materials, 2003; 19: 567-73

56. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in human subject. J Orthodont. 2001; 28: 29-38

57. Kalender A. Kompozit ve porselen laminate restorasyonların uzun dönem klinik incelemesi. Doktora Tezi, 2006, İzmir

58. Kedici S. Tam seramikler. TDB Derg. 2002; 71: 78-80

59. Khera SC, Goel VK, Chen RCS, Gurusami SA. A three dimensional finite element model. Oper Dent. 1988; 13: 128-137

60. Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G, Zaimoğlu A, Karaağaç E. Fonksiyonel kuvvetler altındaki farklı laminate veneer kronların sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Ankara Üniv Dişhek Fak Derg. 2006; 33: 23-31

61. Kılıçarslan MA. Farklı tekniklerle hazırlanmış porselen laminate veneer kronların ve yapıştırma sistemlerinin fiziksel olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, 1997, Ankara

62. Kler M, Jager N, Meegdes M, Van Der Zel M. Influence of thermal expansion mismatch and fatique loading on phase changes in porcelain veneered YüTZP zirconia disks. J Oral Rehabilitation. 2007; 34: 841-847

63. Koca ÖL, Eskitaşçıoğlu G, Üşümez A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in maxillary posterior region of the sinus flor. J Prosthet Dent. 2005; 93: 38-44

64. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent. 2000; 13: 60-76

65. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in maxillary incisor. Dental Materials. 2005; 21: 709-715

66. Li R, Jiang T, Wang YN, Li SQ, Cheng XR. Clinical evaluation and comparison of porcelain laminate veneers and computer aided design and computer aided manufacture veneers. Zhonghua Kou Qinang Yi Xue za Zhi. 2007; 42: 330-32

67. Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. Comput Methods Programs Biomed. 1999; 59: 187-95

68. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dental Materials. 2004; 20: 655-62

69. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations ın the anterior dentition. A biomimetic approach. Quintessence Publishing Co, Inc, 2002

70. Magne P, Douglas W. (a) Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown fractured incisors. Int J Periodontics Restorative Dent. 1999; 19: 543-553

71. Magne P, Douglas W. (b) Design optimization and evaluation of bonded ceramics for the anterior dentition: A finite element analysis. Quintessence Int. 1999; 30: 661-72

72. Magne P, Kwon KR, Belser U, Hodges J, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. J Prosthet Dent. 1999; 81: 327-34

73. Magne P, Versluis A, Douglas W. Effect of composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. J Prosthet Dent. 1999; 81: 335-44

74. Maruyama T. Esthetic Dentistry in the twenty first century. Dental Clinics of North America. 1998; 42: 695-711

75. McLean JW. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001; 85: 61-66.

76. McLean JW. The science and art of dental ceramics, Quintessence Pub Co Inc. 1979, Chicago.

77. McNeill C. Science and practice of occlusion. Quintessence Publishing Co Inc, Hong Kong, 1997

78. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabilitation. 1993; 20: 145-7

79. Meijering AC, Creugers NHJ, Roeters FJM, Mulder J. Survival of three types of veneer restoration in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. J of Dentistry. 1998; 26: 563-68

80. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. Dent Materials. 1996; 12: 245-49

81. Mörmann WH and Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. Dent Clin N Am. 2002; 46: 405-426.

83. Mörmann WH and Bindl A. The cerec 3- A quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. Quintessence Int. 2000; 31: 699-712.

84. Mörmann WH and Bindl A. The new creavity in ceramic restorations: dental CAD-CIM, Quintessence Int. 1996; 27: 821-828.

85. Mörmann WH and Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 CAD-CIM inlays. JADA. 1997; 128: 47-53.

86. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2000; 13: 189-193

87. Nalbant D, Ömeroğlu N. Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin mikrosızıntı yönünden karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg. 2001; 11: 5-12

88. Nalbant D, Ömeroğlu N. Farklı Porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uymu açısından değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniv Dişhek Fak Derg. 2000; 3: 94-98

89. Nixon RL. Porcelain Veneers: an esthetic therapeutic alternative, In: Rufenacht CR ,editor. Fundamentals of esthetics, Lombourg. Quintessence Publishing Co. 1990; p.329-68

90. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 2nd ed, Ed by WJ O'Brien Quintessence Pub Co Inc.1997, Illinois.

91. Ömeroğlu N. Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uymu ve mikrosızıntı yönünden karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, 2000, Ankara

92. Oyar P. Farklı Diş Preperasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi, Doktora Tezi, 2002, Ankara

93. Özcan M. Adhesion of resin Composites to biomaterials in dentistry: An evaluation of surface. Doktora Tezi, 2003, Groningen

94. Özcan M, Valittu KP. Effect of Surface Conditioning Methods on the bond strength of luting cements to ceramics Dental Materials. 2003; 19: 725-31

95. Özpınar B, Aksoy S. Akrilik ve seramik kron uygulanmış dişlere gelen kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi. EÜ Dişhek Fak Derg. 1995; 16: 29-39

96. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992; 67: 325-27

97. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Doktora Tezi, 2005, Ankara

98. Peumans M, Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain Veneers. J Dent. 2000; 28: 163-177

99. Prakki A, Cilli R, Costa A, Gonçalves S, Mondelli R, Pereira J. Effect of resin luting film thickness on fracture resistans of a ceramic cemented to dentin. J Prosthodont. 2007; 1: 1-7

100. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restorated crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont. 2003; 16: 442-449

101. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent. 1997; 25: 91-95.

102. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabilitation. 2006; 33: 209-215

103. Rosenblum MA, Schulman A. Review of all ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 297-307

104. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Lois: The C.F. Mosby Company, 2001

105. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, Delong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. Dental Materials. 1991; 7: 186-190

106. Şakar O, Balatlıoğlu A, Beyli MS. Hareketli alt protezlerin okluzal tabla genişliğinin destek dokulardaki gerilme dağılımına etkisinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Akademik Dental Dişhek Derg. 2000; 2: 7-12

107. Scherrer SS, Rijk WG, Belser UC. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. Dental Materials. 1994; 10:172-77

108. Seymour K, Cherukara G, Samarawivkrama D. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. J Prosthodont. 2001; 10: 16-21

109. Sheets CG, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. J Prosthet Dent. 1990; 64: 406-11.

110. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co, Inc. 1997, Chicago

111. Small WB. Porcelain laminate veneers: Part I .General Dentistry. 1998; 154-157

112. Small WB. Porcelain laminate veneers: Part II .General Dentistry. 1998; 244-249

113. Sonugelen M ve Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik, EÜ Dişhek Fak Yayınları, 2002; 6-10

114. Sorensen JA. The Lava All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21st Century. Synergy in Dentistry. 2003; 2: 1-12.

115. Spierings TA, Peters N, Bomsan F, Plasschaert AJ. The influence of cavity geometry on heat transmission in restored teeth. J of Dentistry. 1986; 14: 47-51

116. Stappert C, Ozden U, Gerds T, Strub J. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. J Prosthet Dent. 2005; 94:132-9

117. Sunico CM, Shinkai K, Medina V, Shironu M, Tanaka N, Katoh Y. Effect of surface conditioning and restorative material on shear bond strength and resin dentin interface of a new one bottle nanofilled adhesive. Dental Materials. 2002; 18:.535-42

118. Toparlı M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three dimensional finite element method. J Oral Rehabilitation. 2000; 27: 1077-81

119. Toparlı M, Sasaki S. Finite element analysis of temperature and thermal stress in a postrestored tooth. J Oral Rehabilitation. 2003; 30: 921-26

120. Troedson M. Derand T. Shear stresses in adhesive layer under porcelain veneers. Acta Odontol Scand. 1998; 56: 257-262

121. Troedson M, Derand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. J Prosthet Dent. 1999; 82: 518-24

122. Ulrich D, Van Rietbergen B, Winans H, Ruegsegger R. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. J Biomechanics. 1998; 31: 1187-92

123. Ulusoy M, Aydın K. Hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 2003, 96-120

124. Üşümez A, Öztürk N, Aykent F, Acar A. Farklı rezin simanlar kullanılarak yapıştırılan porselen restorasyonların makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi. SÜ Dişhek Fak Derg. 2003; 13: 85-88

125. Üşümez A. Farklı asitler ve ER,CR:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması Doktora Tezi, 2001, Konya

126. Van der Zel JM, Vlaar S, Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2001; 85: 261-267.

127. Verdonschot N, Fennis W, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. Int J Prosthodont. 2001; 14: 310-15

128. Vita Zahnfabric, Scientific Documentation. 2007

129. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. Int J Prosthodont. 1992; 5: 441-6

130. Walls AWG, Wassel RW. Crowns and other extra coronal restorations: Porcelain laminate veneers. Br Dental Journal. 2002; 193: 73-82

131. Weinberg LA. Tooth preparation for porcelain laminate veneers. NewYork State Dental Journal, 1989; 5:25-28

132. Wheeler RC. An atlas of tooth form. WB Saunders Company, 1969; 299-03

133. White SN, Kipnis V, Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations, J Prosthet Dent, 1993; 69:28-31

134. Yaluğ S, Nalbant L. Porselen laminate veneer yapım yöntemleri. Cumhuriyet Üniv Dişhek Fak Derg. 1998; 1: 56-58

135. Yaman SD. Sonlu elemanlar yöntemi ve dişhekimliğindeki uygulamalar. Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg. 1995; 5: 87-96

136. Yang H, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials. J Prosthet Dent. 2001; 86: 74-80

137. Yang HS, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel and core restorative materials. J Prosthet Dent. 2001; 86: 74-80

138. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. ve II. G Ü Dişhek Fak Derg. 2005; 22: 41-60

139. Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar. G Ü Yayınları. 1996, Ankara

140. Yücel MT. Farklı tip seramik kronların marjinal uyumlarının invitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, 2005, Konya

141. Yüksel G, Çekiç C ve Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2000; 10: 79-88

142. Yüzügüllü B, Tezcan S. Renk değişimine ve erozyona uğramış dişlerde laminate veneer restorasyon seçeneklerinin endikasyon bakımından karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniv Dişhek Fak Derg. 2005; 8: 133-37

143. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi. 1.baskı, A Ü Basımevi. 1993, Ankara.

144. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, A Ü Dişhek Fak Yayınları. 2004, Ankara.

145. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. Dental Materials. 2005; 21: 1178-88

146. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers related to tooth preparation: A comparison between two techniques. J Prosthet Dent. 2006; 95: 354-63

9. ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Ankara'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Konya'da tamamladı. 1998 yılında girmeye hak kazandığı Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinden 2003 yılında mezun oldu. 2003 yılı bahar döneminde Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı.

Halen eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili ingilizcedir.

10. TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında bana yol gösteren ve destek olan danışmanım Doç. Dr. A. Nilgün Öztürk'e, tüm doktora eğitimim süresince desteğini hiçbir zaman esirgemeyen biricik eşim Dr. Dt. Kemal Üstün'e, herzaman yanımda olan sevgili aileme, doktora süresince bilgilerinden faydalandığım, S.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, ve eğitimim süresince maddi ve manevi desteklerini hep hissettiğim sevgili fakülte arkadaşlarım Dt. Renan Endoğru, Dr.Dt. Nalan Bozoğulları ve Dt. Müge Kamacı'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.