

**K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKSİLLER BİRİNCİ PREMOLARDA FONKSİYONEL
TÜBERKÜL KAYBININ FARKLI MATERYAL VE
YÖNTEMLERLE RESTORASYONUNUN SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Diş Hek. Laden GÜLEÇ

**Restoratif Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nuran ULUSOY**

**LEFKOŞA
2017**

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşğıdaki jüri tarafından oy birliğı / ~~oy çokluğu~~ ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

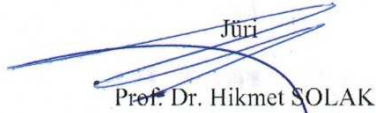
Tez Savunma Tarihi: 27.10.2017



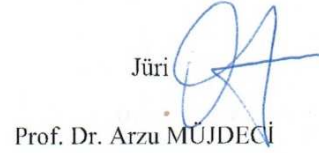
İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Nuran ULUSOY



Jüri
Prof. Dr. Hikmet SOLAK



Jüri
Prof. Dr. Arzu MUJDECİ



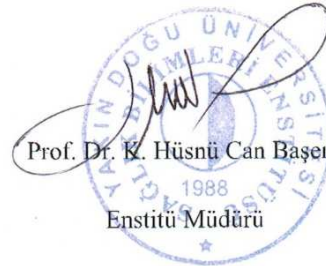
Jüri
Doç. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ



Jüri
Doç. Dr. Esra CENGİZ

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğı'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. K. Hüsnü Can Başer
1988
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca hep yanımda olan, yardımını, bilgisini ve tecrübesini esirgemeyen tez danışmanım, doktora eğitimimin en büyük şansı saygıdeğer hocam Prof. Dr. Nuran ULUSOY'a sonsuz teşekkür ederim.

Doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı hocam Prof. Dr. Hikmet SOLAK'a, doktora eğitimim yanı sıra tez çalışmamda da katkıları bulunan sevgili hocam Doç. Dr. Esra CENGİZ'e ve bu tez çalışmasındaki katkılarından dolayı tez izleme jüri üyem Doç. Dr. Sevcen KURTULMUŞ YILMAZ'a çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam sırasında gösterdikleri anlayışları, yardımları ve destekleri için çalışma arkadaşlarım Dt. Özgü İlkcan KARADAĞLIOĞLU, Dt. Berk KARADAĞLIOĞLU ve Dt. Şemsi ALP'e teşekkür ederim.

Tez çalışma süresi boyunca gerek bilgileri gerekse manevi desteklerini esirgemeyen, Yard. Doç. Dr. Gökçe SAVTEKİN ve Dr. Hakan ARINÇ'a sonsuz teşekkür ederim.

Çalışma modellerinin bilgiayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizlerini yapan Ayberk YAĞIZ'a teşekkür ederim.

Hayatımın her anında sevgilerini, desteklerini esirgemeyen benimle hep gurur duyan babam Oğuz GÜLEÇ ve annem Özlem GÜLEÇ'e sonsuz teşekkür ederim.

12 yıldır olduğu gibi tez çalışma sürem boyunca da elimi hiç bırakmayan, sevgisi, sabrı, anlayışı ile en büyük desteğim olan, bu tez çalışmasında emeği çok büyük olan nişanlım Kemal ALAGÖZ'e tüm kalbimle teşekkürlerin en büyüğünü sunarım.

Bu tez Yakın Doğu Üniversitesi Centre of Excellence Bilimsel/Araştırma Destek Fonu tarafından desteklenmiştir (Ref No:CE192-2016, Proje No: 2016-04009).

ÖZET

Güleç, L. Maksiller Birinci Premolarda Fonksiyonel Tüberkül Kaybının Farklı Materyal ve Yöntemlerle Restorasyonunun Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2017.

Bu çalışmanın amacı fonksiyonel tüberkül kaybı bulunan maksiller birinci premolar (MBP) dişin farklı restorasyon türleri ve farklı materyallerle restorasyonunun stres dağılımı üzerine etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesidir. Sağlıklı iki köklü MBP diş sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak kontrol grubu olarak modellenmiştir. Endodontik tedavili MBP dişte hazırlanan mezial-oklüzal-distal-palatinal kavite 3 farklı indirekt restorasyon dizaynı ve 2 farklı direkt restorasyon dizaynı ile restore edilmiştir. İndirekt restorasyonlar Overley (O), endokron (E) ve 3 mm'lik intraradiküler alandan destek alan modifiye endokron (ME), direkt restorasyonlar ise; cam-fiber postla direkt restorasyon (PDR) ve Nayyar tekniği ile direkt restorasyon (NDR) olarak modellenmiştir. İndirekt yöntemler için Vitablocks Mark II (VMII), Vita Enamic (VE) ve Lava Ultimate (LU) CAD/CAM materyalleri ve direkt yöntemler için GC-Gaenial Posterior ve everX Posterior kompozit materyaller kullanılmıştır. von Mises, maksimum asal stress ve minimum asal stresler mine, dentin ve restoratif materyaller için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Mine dokusunda oluşan streslere bakıldığında, indirekt restorasyonların direkt restorasyonlara göre daha az stress ilettiği sonucuna varılmıştır. Dentin dokusu için NDR ve LU ile restore edilmiş ME modellerin en az stresi ilettiği gözlenmiştir. Yapılan stres analizi sonuçları, kalan mine dokusunda oluşan tüm stres türlerinde ve dentin dokusunda oluşan von Mises ve minimum asal streslerde ME modelinin aynı materyal baz alınarak E modelle kıyaslamasında daha az stress ilettiğini ortaya koymuştur. Diş dokularına ait stres yoğunluğu dağılımlarına bakıldığında tüm modellerin kontrol grubu ile benzer dağılıma sahip olduğu

gözenmektedir. Kayıp dokuları restore edecek materyallerin elastisite modüllerinin ilgili dokulara yakınlığı diş dokusularına olan stres iletimini azaltmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Endokron, CAD/CAM, sonlu elemanlar stres analizi, Nayyar teknik, fiberle güçlendirilmiş kompozit

Destekleyen Kurum: Yakın Doğu Üniversitesi, Center of Excellence. Ref. No: CE192-2016.

ABSTRACT

Gulec, L. Investigation on The Restoration of Functional Cusp Loss in Maxillary First Premolar with Different Materials and Techniques: A Finite Element Analysis Study. Near East University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Restorative Dentistry, Nicosia, 2017.

This study evaluated the effects of different restoration designs and different materials on stress distributions applied to functional cusp loss in endodontically treated maxillary first premolar (MFP) tooth by using 3D finite element analysis. Sound two-rooted MFP was modelled as control group. Endodontically treated MFP tooth with mesial-occlusal-distal-palatal cavity was restored with three types of indirect and two types of direct restoration designs. Indirect restoration designs were modelled as; overlay (O), endocrown (E) and modified endocrown (ME) with 3 mm intraradicular extensions whereas direct restoration designs were modelled as direct restoration with glass-fibre post (PDR) and direct restoration with Nayyar technique (NDR). Vitablocks Mark II (VMII), Vita Enamic (VE) and Lava Ultimate (LU) were the CAD/CAM materials used for each type of indirect designs and GC-Gaenial Posterior and everX Posterior composite materials were used for each type of direct designs. von Mises, maximum principle and minimum principle stresses were evaluated separately for enamel, dentin and restorative material. Regarding the stresses that occurred in enamel; indirect restoration designs transmitted less stress to dental tissues than direct restoration designs. For dentin, NDR and ME with LU transmitted less stress than other groups. For each group of material, regarding all types of stresses in enamel and von Mises and minimum principle stresses in dentin, ME restoration design transmitted less stress than E design. Stress distribution patterns on dental tissues of restoration models were similar to the control group. Materials used that had similar elastic modulus to the related dental tissue transferred less stress.

Key Words: Endocrown, CAD/CAM, finite element stress analysis, Nayyar technique, fiber reinforced composite

Supported by: Near East University, Centre of Excellence with Grant Number: CE192-2016

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLolar DİZİNİ	xix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler	3
2.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Tedavi Planlaması	4
2.3. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyon Seçenekleri	6
2.3.1. Direkt Olarak Uygulanan Restorasyonlar	6
2.3.2. Intrakoronal Restorasyonlar	7
2.3.3. Koronal Yapının Güçlendirilmesi	8
2.3.4. Endokron	9
2.3.5. Koronal-radiküler Restorasyonlar (Nayyar Tekniği)	10
2.3.6. Tam Kron	11
2.3.7. Post-Kor ve Kron	11
2.4. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Tercih Edilen Materyaller	13
2.4.1. Postlar	13
2.4.2. Kor Materyalleri	16
2.4.3. Kron Materyalleri	17

2.5. Stres Analiz Yöntemleri	31
2.5.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	31
2.5.2. Gerinim Ölçer (<i>Strain Gauge</i>) Stres Analizi Yöntemi	31
2.5.3. Kırılgan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	32
2.5.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analizi	32
2.5.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi	32
2.5.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi	32
2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Yöntemi	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	41
3.1.1. Maksillanın Modellenmesi	41
3.1.2. Maksiller Birinci Premolar Dişin Modellenmesi	42
3.1.3. Restorasyonların Modellenmesi	43
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları	50
3.3. Sonuçların Yorumlanması	50
4. BULGULAR	52
4.1. Mine Dokusunda Oluşan Stres Bulguları	52
4.1.1. Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	52
4.1.2. Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	57
4.1.3. Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	62
4.2. Dentin Dokusunda Oluşan Stres Bulguları	67
4.2.1. Dentin Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları	67
4.2.2. Dentin Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	71
4.2.3. Dentin Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	75
4.3. Restoratif Materyalde Oluşan Stres Bulguları	80
4.3.1. Restoratif Materyalde Oluşan von Mises Stres Bulguları	80

4.3.2. Restoratif Materyalde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	86
4.3.3. Restoratif Materyalde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	92
5. TARTIŞMA	98
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	110
KAYNAKLAR	112
YAYINLAR	129

SİMGELER VE KISALTMALAR

Au: Altın

Bis-GMA: Bisglisidil Metakrilat

CAD/CAM: *Computer aided design/computer aided manufacturing*

Cr: Krom

Co: Kobalt

ET: Endodontik tedavili

E-LU: Lava Ultimate ile restore edilmiş endokron

E-VE: Vita Enamic ile restore edilmiş endokron

E-VMII: Vita Blocks Mark II ile restore edilmiş endokron

FGK: Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit

HEMA: Hidrosietil metakrilat

kgf: kilogram *force*

LU: Lava Ultimate

µm: Mikrometre

mA: Miliamper

MDPB: *12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide*

ME-LU: Lava Ultimate ile restore edilmiş modifiye endokron

ME-VE: Vita Enamic ile restore edilmiş modifiye endokron

ME-VMII: Vita Blocks Mark II ile restore edilmiş modifiye endokron

mm: Milimetre

MOD: Mezio-oklüzal-distal

MODP: Meziyal-oklüzal-distal-palatinal

MPa: MegaPascal

MSB: Mine-sement bileşimi

N: Newton

NDR: Nayyar teknik ile direkt restorasyon

Ni: Nikel

nm: Nanometre

v: *Poisson Oranı*

O-LU: Lava Ultimate ile restore edilmiş overley
O-VE: Vita Enamic ile restore edilmiş overley
O-VMII: Vita Blocks Mark II ile restore edilmiş overley
Pd: Palladyum
pH: *Power of Hydrogen*
PDR: Post ile direkt restorasyon
PMMA: Polimetil metakrilat
Pt: Platin
SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
 σ : Gerilme ve sıkışma stresleri (Normal stresler)
Sn: Saniye
Stl: *Stereolithography*
 τ : Makaslama stresler
TEDGMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat
Ti: Titanyum
UDMA: Üretan dimetakrilat
UV: Ultraviyole
VE: Vita Enamic
VMII: Vita Blocks Mark II
ZrO₂: Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Tek ve iki tüberkül kaplamasının şematik görünümü	8
2.2. Endokron restorasyon	10
3.1. Activity 880 3 boyutlu optik tarayıcısı	39
3.2. Sağlıklı üst birinci premolar diş ve çevre dokular modellemesi	42
3.3. Meziyal-oklüzal-distal- palatinal (MODP) kavite şekli	43
3.4. Overley restorasyon imajı	44
3.5. Endokron restorasyon imajı	45
3.6. Modifiye endokron restorasyon imajı	45
3.7. Post ile direkt restorasyon imajı	46
3.8. Nayyar tekniği ile direkt restorasyon imajı	47
3.9. <i>Meshleme</i> işleminde kullanılan eleman tipleri	49
3.10. “Gıda parçası” oklüzal yükleme	50
4.1. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri	52
4.2. Overley modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	53
4.3. Endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	54
4.4. Modifiye endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	55
4.5. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	56
4.6. Mine dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	57
4.7. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri	57
4.8. Overley modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	58
4.9. Endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	59

4.10. Modifiye endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	60
4.11. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	61
4.12. Mine dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	61
4.13. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	62
4.14. Overley modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	63
4.15. Endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	64
4.16. Modifiye endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	65
4.17. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	66
4.18. Mine dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	66
4.19. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri	67
4.20.Overley modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	68
4.21.Endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	69
4.22. Modifiye endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	69
4.23. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	70
4.24. Dentin dokusunda von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	70
4.25. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri	72
4.26. Overley modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	73

	Sayfa
4.27. Endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	73
4.28. Modifiye endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	74
4.29. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	74
4.30. Dentin dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	75
4.31. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	76
4.32. Overley modelde oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	77
4.33. Endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri	77
4.34. Modifiye endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	78
4.35. Direkt olarak restore edilen modellerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	79
4.36. Dentin dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi	79
4.37. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	80
4.38. Overley modelde FGK'da oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	81
4.39. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	82
4.40. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	83

4.41. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	83
4.42. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri	84
4.43. Post materyalde oluşan maksimum von Mises stres değeri ve stres dağılımı	85
4.44. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres değerleri ve ilişkisi	85
4.45. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	86
4.46. Overley modelde FGK’da oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	87
4.47. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	88
4.48. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	89
4.49. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	89
4.50. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri	90
4.51. Post materyalde oluşan en yüksek maksimum asal stresi ve stres dağılımı	91
4.52. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres değerleri ve ilişkisi	91
4.53. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	92

Sayfa

4.54. Overley modelde FGK’da oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	93
4.55. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	94
4.56. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	95
4.57. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	95
4.58. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri	96
4.59. Post materyalde oluşan en yüksek minimum asal stresi ve stres dağılımı	97
4.60. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres değerleri ve ilişkisi	97

TABLÖLAR**Sayfa**

3.1.Çalışmada kullanılan materyal ve dokuların elastisite modülleri ve <i>Poisson</i> oranları	40
3.2.Çalışmada kullanılan restorasyon modelleri ve kısaltmaları	48
3.3.Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	49
4.1.Modellerde dentin dokusunda meydana gelen en yüksek maksimum asal stresleri	71

1. GİRİŞ

Geçmiş yıllarda çürük ve travma nedeni ile aşırı madde kaybına uğramış dişler tedavi edilemeyen ve çekilmesi gereken dişler olarak kabul edilmekteydi. Ancak günümüzde adeziv tekniklerin ve kullanılan materyallerin gelişim göstermesi ile durum değişmiş, çekilmesi gereken olarak kabul edilen dişler, kanal tedavisi ve takibinde uygulanan uygun restorasyon seçenekleriyle daha uzun süre fonksiyon gösterebilir hale gelmişlerdir. Endodontik tedavinin başarısında tedavi sürecinin başlangıcından bitimine kadar pek çok faktör etkilidir. Bu faktörler arasındaki preparasyon tekniği, irrigasyon rejimi, çalışma boyu tespiti ve doldurma tekniği gibi pek çok aşamadaki farklı yaklaşımlar bu tür dişlerin prognozlarını etkilemektedir. Endodontik tedavi sonrasında uygulanacak restorasyonların ise 3 temel görevi vardır. Bunlar:

- 1) Endodontik tedavi sonrası geride kalan sağlam diş dokularının kırılmasını önlemek,
- 2) Koronal sızıntının önüne geçip kök kanal sisteminin kontaminasyonunu önlemek,
- 3) Kaybedilen diş dokularının yerini alarak dişin fonksiyon görmesini sağlamaktır (Tosun ve diğerleri, 2015; Yıkılğan ve Bala, 2013).

Endodontik tedavili (ET) dişler üzerinde yapılan çalışmalar; uzun dönem klinik başarının, yapılan endodontik tedavinin kalitesi kadar sonrasında yapılan restorasyonun başarısıyla da bağlantılı olduğunu ortaya koymuştur (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1059; Polesel, 2014). Hommez ve diğerleri, 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında kök kanal dolgusunun yanında sonrasında uygulanan restorasyonun da periapikal sağlığın korunmasında etkili olduğu sonucuna varmışlardır.

Geçmişte endodontik tedavi sırasında karşılaşılan sorunlar ve yetersizlikler dişin kaybına sebep olabilirken günümüzde meydana gelen gelişmelerle birlikte bu sorunlar tedavi yenilenmesiyle çözülebilmektedir. Ancak yeterli kalitede restore edilmemiş bir ET diş, kron ve kök yapısında çatlamlar veya kırılmalara, post

materyallerin sökülmesi esnasında ortaya çıkan çözümü olmayan sorunlara maruz kalabilmektedirler. Bu bakımdan yapılacak olan restorasyonun dayanıklılığı, tutuculuğu ve geride kalan sağlıklı diş yapısının direnci, yapılan kök kanal tedavisi sonrasında kurulacak olan sistemin bütünlüğünün devamı ve restorasyonun korunması açısından önem taşımaktadır (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1059)

ET dişlerin restorasyonu, üzerinde kapsamlı bir şekilde çalışılmasına rağmen klinik uygulamada tartışmalı bir konu olmaya devam etmektedir (Polesel, 2014). Yapılan klinik çalışmalar yeterli olmasa da; retrospektif analizler ve laboratuvar çalışmaları prognozu etkileyecek belirli faktörleri ortaya koymaktadır (McComb, 2008). Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi bu konudaki çalışmalarda; tekrarlanabilir olması, etik sorumluluk gerektirmemesi ve çalışma dizaynının gerekliliğe göre modifiye edilebilmesi veya değiştirilmesi gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedirler (Trivedi, 2014). Bu yöntem diş hekimliği alanında diş yapılarını, biyomateriyalleri, restorasyonları, dental implantları ve kök kanallarını araştırmak amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Narang ve diğerleri, 2006).

Bu çalışmanın amacı; fonksiyonel palatinal tüberkülü kırılmış endodontik tedavili üst birinci premolara uygulanan farklı materyal ve tekniklerin hem diş dokuları hem de restorasyon materyalleri üzerinde oluşturacağı streslerin SESA yöntemiyle incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodontik Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Değişiklikler

Dişler, başarısız restorasyon, yaygın çürük, travma gibi etkenler sonucunda endodontik tedavi ihtiyacı duyabilirler ve endodontik tedavi sonrasında geri dönüşümsüz birtakım kimyasal, fiziksel ve biyomekanik değişikliklere maruz kalabilirler (Altıncı ve Kiremitçi, 2007; Polesel, 2014). Dentin dokusunun dehidratasyonu, mikro-sertlikteki azalma, kollajen yapısında meydana gelen değişiklik, kullanılan irrigasyon ajanları ve ilaçların etkisi belli başlı kimyasal, fiziksel değişikliklerden; diş yapısında meydana gelen azalma, dokunma duyusunun kaybı gibi değişiklikler ise meydana gelen biyomekanik değişikliklerdendir. Tüm bu değişiklikler dişin kırılmaya yatkın olmasına sebebiyet vermektedir (Polesel, 2014). Helfer ve diğerleri 1972 yılında, dentinde görülen su ve kollajen dokusu kaybının dişlerin kırılabilirliğinin artmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Randow ve Glantz (1986) ise pulpanın koruyucu bir görevi olduğunu ve uzaklaştırılmasıyla birlikte dişlerin kırılabilirliğinin arttığını ortaya koymuşlardır. Yıkılğan ve Bala (2013), sağlıklı dişlerin ancak dış ortamdan gelen düşme, çarpma, kaza gibi travmatik bir etkenden dolayı kırılabilme riski varken, ET dişlerin normal fonksiyonel kuvvetlerin etkisiyle de kırılabileceğini rapor etmişlerdir. Ancak endodontik tedavinin dişlerin kırılabilirliğinde artışa neden olmayacağı, tedavi sonrası dehidratasyonun dentinin sıkışma veya gerilme dayanıklılığını zayıflatmayacağını belirten çalışmalar da mevcuttur (Huang ve diğerleri, 1992; Papa ve diğerleri, 1994).

Birtakım çalışmalar dişlerin kırılabilirliğinin artmasının dentindeki değişimden çok, giriş kavitesi ve kök kanalı şekillendirmesi sonucunda ortaya çıkan diş dokusu kaybından meydana geldiğini belirtmişlerdir (Oliveira ve diğerleri, 1987; Reeh ve diğerleri, 1989). Reeh ve diğerleri 1989 yılında, sağlam dişlerde endodontik ve restoratif işlemlerin tüberküllerin dayanıklılığı üzerindeki etkilerini araştırmış ve endodontik işlemlerin göreceli dayanıklılığı sadece % 5 oranında azalttığını, oklüzal kavite preparasyonunun tüberkül dayanıklılığını % 20, mezio-oklüzal-distal (MOD) kavitenin ise dayanıklılığı % 63 oranında azalttığını belirtmiştir. Oliveira ve

diğerleri, 1987 yılında yaptıkları çalışmalarında ET premolarların dayanıklılığını etkileyen en önemli faktörün kalan diş dokusu miktarı olduğunu belirtmişlerdir.

ET dişlerde meydana gelen bir diğer değişiklik ise; diş dokularında görülen renk değişimidir. Dentin kalınlığındaki farklılıklar ve dentin kaybı ışık geçirgenliğinde değişimlere neden olmaktadır. Bu durum ağzın estetik olarak önem taşıyan bölgelerinde daha çok dikkat çekmektedir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s.1065). Renklenme sebepleri arasında; endodontik tedavi sırasında yapılan yetersiz temizleme ve şekillendirme işlemleri, koronal pulpa boynuzlarından kalan nekrotik doku artıkları, intrapulpal kanama, anterior dişlerin koronal yüzünde kalan kök kanal dolgu materyalleri, yiyecek ve içeceklerden pigmentlerin penetrasyonu ve yaşlanma yer almaktadır (Plotino ve diğerleri, 2008).

2.2. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Tedavi Planlaması

Restorasyona başlamadan önce endodontik tedavinin başarısı ile ilgili belirli faktörler değerlendirilmelidir. Bu faktörler; iyi bir apikal tıkanmanın sağlanıp sağlanmadığı, basınçta hassasiyet olup olmadığı, eksuda, fistül, apikalde hassasiyet ve aktif inflamasyon olup olmadığıdır (Johnson ve diğerleri, 1976).

Endodontik tedavi sonrası restorasyonda uygulanacak yöntem ve materyallerin seçiminde aşağıdaki kriterler önem taşımaktadır: (Alaçam ve diğerleri,2012, s. 1060)

- Krona ve kökte kalan diş yapısı miktarı,
- Dişin yapısı ve şekli,
- Dişin bulunduğu diş dizisiyle ve karşıt çeneyle ilişkisi,
- Kök uzunluğu ve kanal şekli,
- Diş üzerine gelen fonksiyonel kuvvetler,
- Materyal uyumu,
- Kor tutuculuğu,
- Uygulanacak restoratif sistemin sökülebilirliği,
- Kron yapımında kullanılacak materyal,

- Destek alveoler kemik miktarı ve yapısı
- Estetik

Hekim ilk olarak radyografileri incelemeli, dişi fiziksel ve biyolojik olarak değerlendirmeli, kalan mine ve dentin miktarları ve özellikleri ile pulpa odası ve kök kanal sistemi ilişkilerini kurabilmelidir. Geride kalan diş yapılarının periodontal doku ve çevre kaslarla ilişkileri araştırılmalıdır. Yapılacak olan restorasyonun dayanıklılığının belirlenmesinde ise önemli bir başka unsur olan kalan diş yapısı miktarı ile oklüzal yük ilişkisi incelenmelidir.

İleri derecede diş yapısı kaybı tutuculuğun azalmasına sebep olurken restorasyonu yerinden oynatıcı kuvvetlerin etkisinde kalacak olan yüzey alanını artırır. Bunun yanında direkt olarak ulaşan oklüzal kuvvetlere karşı direnç azalır. Tüberküller, marjinal sırtlar ve çapraz sırtların kayıp miktarları konum ve işlevi etkileyen oklüzal anomaliler dikkate alınarak yapılacak olan restorasyonun hem bölgesel hem de sistem içerisindeki statik ve dinamik ilişkileri belirlenmelidir.

Planlamada dikkat edilecek bir başka ölçüt pulpa odasının ebatlarıdır. Pulpa odasında sağlam kalan aksiyal duvar sayısı, oklüzal eğilimleri ve yüzey ebatları pulpa odasının esas tutuculuk unsuru olarak kullanılmasında önem taşımaktadır (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1060-1061).

Tedavi planlamasını yapacak olan hekim ağız içerisinde oluşan kuvvetleri çok iyi tanıyıp analizlerini yapmalı ve elde edilecek restorasyonun oral rehabilitasyon ilkelerini gerçekleştirmeyi amaçlamalıdır (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 96).

Ön dişler, lateral ve kesme tipi kuvvetlere maruz kalırlar. Endodontik giriş preparasyonu dışında hiçbir kaybı olmayan devital dişler, kırık bakımından düşük risk grubunda sayılmaktadır ve genellikle direkt yöntemlerle giriş kavitesinin tam olarak tıkanması yeterli olmaktadır (Altıncı ve Kiremitçi, 2007).

Arka grup dişler arasında molar dişler vertikal kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Diğer dişlere oranla daha fazla diş dokusuna ve kor retansiyonuna sahip oldukları için koronal yapılarının büyük bir bölümü kaybedilmedikçe post

gerektirmeden pulpa odası ve kanallardan sağlanacak retansiyonlarla restore edilebilmektedirler. Kırılma riski yüksek olan dişlerde tüberkül kaplama seçeneği büyük önem taşımaktadır. Bu durum özellikle maksiller premolar dişler için geçerli olmaktadır. Arka grup dişlerde, post kullanma kararı verilmeden önce değerlendirme özenle yapılmalı, fasiyal ve lingual tüberkülleri sağlam dişlerde kırılma riski yüksek değilse post kullanımından kaçınılmalıdır (Altıncı ve Kiremitçi, 2007).

2.3. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyon Seçenekleri

Endodontik tedaviyi takiben yapılacak restorasyonun hedefleri; form, fonksiyon ve estetiği sağlamak, kök kanal sistemine mikrosızıntı nedeniyle bakteri sızmasını engellemek, periodontal sağlığı garanti altına almak, kalan diş yapısını kırılmaya karşı korumak, restorasyonun kırılmasını veya aşınmasını engellemek ve karşıt dişin abrazyonunun önüne geçmek olmalıdır (Mannocci ve diğerleri, 2011; Polesel, 2014).

Endodontik olarak tedavi edilmiş bir dişin restorasyonunda kullanılabilecek seçenekler arasında; amalgam, kompozit, cam iyonomer, fiber sistemler gibi materyallerle direkt olarak uygulanan restorasyonlar; direkt veya indirekt yöntemler tercih edilerek uygulanan intrakoronal ve koronoradiküler restorasyonlar; endokron; kanal içi post uygulaması yapılmadan kor yapımı ve uygulaması, post ile direkt olarak uygulanan restorasyonlar ile post ve kron uygulamaları sayılabilir. (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1068).

2.3.1. Direkt Olarak Uygulanan Restorasyonlar

Endodontik tedavi için gerekli giriş kavitesi açılırken az miktarda diş dokusunun uzaklaştırıldığı durumlarda amalgam, kompozit rezin gibi materyaller kullanılarak direkt restorasyonlar yapılabilir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1068). Direkt olarak restore edilecek dişlerde marjinal sırt varlığı önemli bir değerlendirme faktörüdür. Kalan diş yapısının güçlendirilmesini sağladığı için marjinal sırtın, kavite hazırlığı sırasında mümkün olduğu kadar korunması gerekmektedir (Polesel, 2014).

Son yıllarda fiberle güçlendirilmiş materyallerin ve postların gündeme gelmesiyle birlikte bazı klinik çalışmalar indirekt restorasyon endikasyonu bulunan bazı durumlarda direkt olarak uygulanan kompozit restorasyonların fiber sistemlerin etkisiyle kullanılabilirliklerini ve klinik başarılarını değerlendirmişlerdir (Candan, 2007; Mannocci ve diğerleri, 2002; 2005). Manocci ve diğerleri, 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada, premolar dişlerde karbon fiber post ile birlikte amalgam veya kompozit rezin kombinasyonu restorasyonu uygulamışlar ve 5 yıllık bir gözlem süresince başarısızlık oranı açısından bir farklılık belirleyememişlerdir.

2.3.2. Intrakoronal Restorasyonlar

Diş dokularını restore ederken kalan diş yapısı, yapılacak restorasyonu yerinde tutabilecek ve diş çigneme kuvvetlerine karşı koruyabilecek bir durumda ise intrakoronal restorasyon yapımı tercih edilir. Restorasyonların yapımında direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntem tercih edilir. Direkt teknikte, prepare edilen kaviteye yumuşak veya plastik haldeyken yerleştirilen restorasyon materyali, sertleştikten sonra mekanik olarak andırkatlar (*undercut*) yardımıyla ve adezyon yoluyla tutunurken, indirekt teknikte metal, seramik veya kompozit materyal kullanılarak laboratuvarında hazırlanan restorasyon ikinci seansta simante edilir.

Bu restorasyonlar kavitenin şekline göre inley, onley ve overley olarak adlandırılırlar. Tanım olarak inleyler, en fazla bir tüberkülü içeren oklüzal, gingival ve proksimal lezyonların en basit simante restorasyonları iken, onley restorasyonlar dişin çigneme yüzeyinin tamamını yani tüm tüberküllerini kaplayan restorasyonlardır. Onley restorasyon sınırlarına ek olarak bukkal ve/veya lingual yüzeyleri içeren şekline overley ismi verilmektedir (Köksal ve diğerleri, 2007; Swift ve diğerleri, 2002, s. 579).

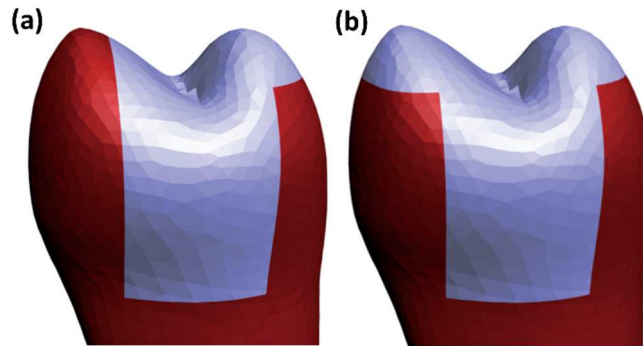
Tam kronlar literatürde altın standart olarak belirtilse de, adeziv indirekt restorasyonlar; özellikle overley restorasyonlar sağlam diş dokusundan %50 daha az diş dokusu kaldırılmasına olanak sağlayarak tam kron uygulamalarına olan gereksinimi azaltmaktadırlar (Aquilino ve Caplan, 2002; Edelhoff ve Sorensen, 2002; Polesel, 2014).

2.3.3. Koronal Yapının Güçlendirilmesi

Endodontik tedavi sonrası kırılma direncini artırmak ve kalan dokulara destek olmak amacıyla tüberkül kaplama, fiber post, fiber ağ ve bu uygulamaların kombinasyonları koronal yapının güçlendirilmesi adı altında uygulanmaktadır (Yıkılğan ve Bala, 2013).

Tüberkül kaplama endodontik tedavi sonrası uygulanan restorasyonda dişlerin kırılma direncini artırmak ve stres oluşumunu azaltmak amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Tedavi sonrası tüberküllerde bir miktar aşındırma yapılarak elde edilen boşlukların restoratif materyal ile doldurulması esasına dayanır. Bu işlem sadece fonksiyonel tüberküllere uygulanabileceği gibi her iki tüberküle de uygulanabilir (ElAyouiti ve diğerleri, 2011) (Şekil 2.1.)

Mondelli ve diğerleri, 2009 yılında yaptıkları bir çalışmada endodontik tedavi görmüş premolar dişlerde tüberkül kaplamanın dişlerin kırılma direnci üzerine etkisini değerlendirmiştir. Çalışmada kullanılan dişlere endodontik tedavi uygulandıktan sonra MOD kavite açılmış ve daha sonra dişler iki gruba ayrılmıştır. Bir gruptaki dişler tüberküllerden 2 mm aşındırma yapılarak kompozit rezin materyal ile restore edilmiş diğer gruba ise standart kompozit rezin restorasyon uygulanmıştır. Araştırma sonuçları tüberkül kaplama yapılan dişlerin kırılma direncinin daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur.

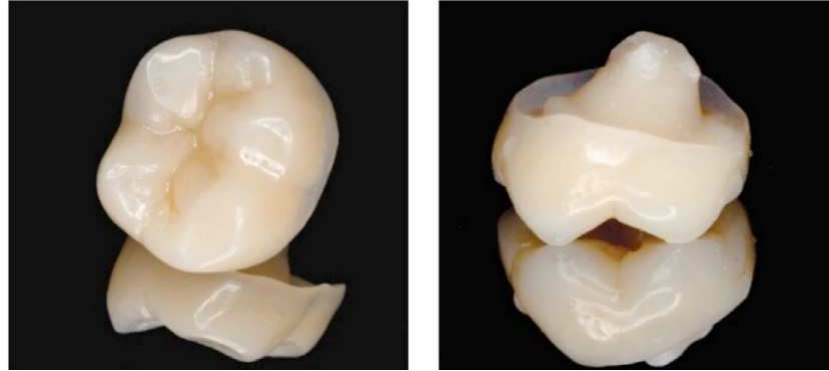


Şekil 2.1. Tek (a) ve iki (b) tüberkül kaplamasının şematik görünümü
(Yıkılğan ve Bala, 2013)

2.3.4. Endokron

Aşırı harabiyet gösteren ET dişin restorasyonlarında alternatif yöntem olarak tercih edilen endokron restorasyonlar (Şekil 2.2) ilk kez Pissis tarafından tasarlanmış ve gündeme getirilmiştir (Gaintantzopolou ve El-Damanhoury, 2016). 1999 yılında Bindl ve Mörmann, endokron restorasyonları ilk kez endodontik kronlar olarak tanımlamıştır. Minimal invaziv preparasyon yaklaşımıyla hazırlanan endokron restorasyonlar; pulpa odasının iç kısmına ve kavite marjınlarına tutunarak makromekanik retansiyonunu karşılıklı aksiyal pulpal duvarlardan, mikromekanik retansiyonunu ise adeziv simantasyon kullanımından sağlamaktadırlar (Gaintantzopolou ve El-Damanhoury, 2016). Bu restorasyonlar diş sert dokusunda meydana gelen kaybın çok fazla olduğu, interproksimal alanın yetersiz olduğu ve yetersiz seramik kalınlığından dolayı geleneksel post ve kron restorasyon seçeneğinin kullanılamayacağı durumlarda alternatif olmaktadır. (Biacchi ve Basting, 2012; C. Chang ve diğerleri, 2009). Post kullanımının mümkün olamayacağı kök kanallarının tıkalı, kalsifiye, eğimli veya kısa olduğu dişlerin restorasyonlarına da çözüm sunmaktadır. Yapım aşamasında geleneksel kron restorasyonlara göre daha az basamak gerektirmesi, daha ekonomik olması, hasta başında geçirilen zamanın azalması ve böylelikle hastanın zaman kaybının azalması, kullanılan materyaller ile estetik görünüm sağlanması bu restorasyonların tercih edilebilirliklerini arttırmaktadır (Biacchi ve Basting, 2012).

Endokron preparasyonu için 1 mm genişliğinde dairesel basamaklı bir marjin ve pulpa odası büyüklüğünde merkezi retansiyon kavitesi oluşturulur ve sonrasında tek bir parça halinde kor ve kron restorasyonu meydana getirilir. Klinik uygulamalarda preparasyon sırasında andırkat oluşturmamaya önem gösterilmesi gerekmektedir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1071; Bindl ve Mörmann, 1999). Kalan diş yapısı değerlendirildiğinde koruyucu, iyi destek sağlayan, bağlantısı güçlü, estetik bir alternatif elde edilmiş olur (Castellani ve diğerleri, 1994).



Şekil 2.2. Endokron restorasyon (Dzieciatkowska, 2015)

2.3.5. Koronal-radiküler Restorasyonlar (Nayyar Tekniği):

İlk kez 1980 yılında Arun Nayyar tarafından ortaya konulan koronal-radiküler restorasyon tekniğinde; endodontik tedaviden sonra post uygulanmadan kök kanallarından destek alınarak hazırlanan ve tümüyle restoratif materyalden oluşan bir yapı kullanılmaktadır. İlk olarak amalgamın hem kök kanallarında hem de kor yapısında kullanıldığı bu teknik, kök kanallarında bulunan gütta perkanın 2-4 mm derinliğinde uzaklaştırılması ve prepare edilen kök kanalları, pulpa odası boşluğu ile kor yapısının tümüyle amalgam materyalden oluşması prensibine dayanıyordu. Amalgamdan hazırlanan kor yapı daha sonra prepare edilerek döküm kron restorasyonla tamamlanmaktaydı. Nayyar ve diğerleri (1980), bu yöntemle restore edilmiş 400 başarılı olgu bildirmişlerdir. Birden fazla köke sahip olan ve aşırı harabiyet gösteren dişlerde dişin iç yapısından destek alıp restore edilen tekniklere zaman ve maddiyat açısından alternatif yöntem olarak sunulan bu teknik, sonraları direkt restorasyon yöntemi olarak da kullanılmıştır (Nayyar ve diğerleri, 1980; Ulusoy ve diğerleri, 1991). Ulusoy ve diğerleri, 1991 yılında yaptıkları çalışmada, palatinal tüberkülü kırılmış ET maksiller premolar dişlerde, kök kanallarında 3 mm derinliğinde preparasyon yapmışlardır. Söz konusu prepare alanları amalgam, kompozit ve sermet (gümüş iyonlarının cam partiküllerine sinterize edilmesi ile oluşan cam iyonomer) materyal kullanarak direkt olarak tümüyle restore etmişler ve çalışmanın sonucunda; amalgam materyalin yanısıra kompozit rezinin de bu teknikte başarıyla kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Bu tekniği uygulamak için belirlenen

prensipler arasında; kalan pulpa odası boyutunun yeterli olması, pulpa odasının sağlam en az 2 karşıt duvarının bulunması, kök kanallarının en az 1.5 mm boyutunda restoratif materyalin yerleşebileceği yeterli hacminin bulunması gerekmektedir. Kanal tedavisinin başarılı olması ve dişte herhangi bir çatlak bulunmaması dikkat edilmesi gereken diğer hususlar arasındadır (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1074).

2.3.6. Tam Kron

Terimsel olarak tam kron, simante edilerek klinik diş boyunun dış yüzeyinin tümünü örten ya da kaplayan restorasyon anlamına gelir (Shillingburg ve diğerleri, 2010, s. 1). ET dişlerin restorasyonlarında altın standart olarak tercih edilen tam kronların endikasyonları, günümüzde daha kısıtlı hale gelmiştir. Tam kronlar günümüzde 3 temel klinik koşul için kullanılmaktadır:

- 1) Çürük, kırık gibi nedenlerle koronal yapısı servikal bölgeye kadar harabiyet göstermiş aşırı madde kayıplı dişler;
- 2) İmplant kullanımının kontraendike olduğu durumlarda sabit protezlerin yapımında köprüye ait bir parça olarak;
- 3) Periodontoloji-protez kombinasyonu gereken vakalarda (Polesel, 2014).

2.3.7. Post-Kor ve Kron

Günümüzde endodontik tedavi sonrası restorasyon aşamalarında yeterli sağlıklı doku bulunuyorsa; restorasyonun post kullanılmadan direkt veya indirekt yöntemlerle restore edilmesi yaklaşımı esas alınmaktadır. Özellikle koronal kısımda madde kaybına uğramış dişlerde ise; genellikle gerekli ankrajı sağlamak amacıyla dentin dokusu içerisine post destekli restorasyon endikasyonları konulmaktadır. Endodontik post materyalinin kullanım amaçlarından birisi, radiküler destek ile koronal yapıya yerleştirilecek materyali desteklemek, diğer bir amacı ise streslere maruz kalan restorasyon/koronal dentin yapısını güçlendirmektir (Polesel, 2014).

Post materyal uygulamasında dikkat edilmesi gereken prensipler şunlardır: (Schwartz ve Robbins, 2004)

- Post yerleştirimi için gereğinden fazla diş dokusu uzaklaştırılmamalıdır.
- Seçilecek post, kök kanal boyunun 3/4' kadar veya en az kron boyuna eşit olacak uzunlukta olmalıdır.
- Apikalde 4-5 mm gtta perka bırakılmalıdır.
- Kuvvetler fonksiyon sırasında kemik kretinde yoğunlaştığından, kemik kretin apikaline uzanan post yerleştirilmelidir.

Ferrule etkisi, post kullanılan durumlarda uzun süreli başarıda önemli bir faktördür. Ferrule, kron preparasyonunun gingivalinde yer alan vertikal diş dokusu bandı olarak tanımlanmaktadır. Dayanıklılık ve bir miktar tutuculuk sağlamakla birlikte klinik kullanım süresini artırmaktadır (Schwartz ve Robbins, 2004). Vertikal yüksekliği 1 mm olan ferrule ile prepare edilen dişlerin ferrule uygulanmamış dişlere oranla 2 kat daha fazla kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (Sorensen ve Engelmann, 1990). Bazı alışmalar ise; vertikal diş dokusu 1.5-2 mm olan ferrule ile maksimum derecede başarı elde edildiğini bildirmişlerdir (Freeman ve diğerleri, 1998; Pilo ve diğerleri, 2002; Zhi-yve ve diğerleri, 2003). Al-Hazaimeh ve Gutteridge 2001 yılında yaptıkları bir çalışmada, prefabrik postlar ve rezin siman kullanılarak 2 mm ferrule ve ferrule uygulanmadan hazırlanan dişler arasında kırılma direnci bakımından fark olmadığını bildirmişlerdir. Ancak ferrule uygulandığında restore edilebilecek şekilde kırılmalar görülürken ferrule uygulanmayan dişlerin restore edilemez şekilde kırıldıklarını saptamışlardır.

Post kullanımında önemli olan prensipler şunlardır:

Post Tutuculuğu (*Retention* = *Retansiyon*): Vertikal yönde postu yerinden çıkartıcı kuvvetlere karşı direnç gücü olarak tanımlanır. Postun uzunluğuna, çapına, eğimine, kullanılan simana ve kullanılan postun aktif ya da pasif tip olmasına bağlıdır (Schwart ve Robbins, 2004).

Post Direnci (*Post Resistance* = *Rezistans*): Post materyali ile dişin lateral ve rotasyonel kuvvetlere karşı koyma gücü olarak tanımlanır. Post direnci; kalan diş dokusu miktarından, post uzunluğu ve sertliğinden (*rigidity*), antirotasyonel yapılardan ve ferruleden etkilenir (Schwart ve Robbins, 2004).

Başarısızlık Modu (*Failure Mode*): Başarısızlık tipi rezistansı etkileyen en önemli faktördür. Tüm post sistemlerinin başarısızlık modunu etkileyen belirli oranda yüzdeler vardır. Bazı post sistemlerinde oldukça yüksek oranda başarısızlık yüzdesi, dişlerde yeniden restore edilemeyecek komplikasyonlara yol açabilir (Schwartz ve Robbins, 2004).

Sökülebilirlik: Endodontik tedavinin başarısızlığa uğradığı, kök kanal tedavisinin yenilenmesinin gerekli görüldüğü durumlarda postlar kolaylıkla sökülebilir olmalıdır. Bu bakımdan post kullanılması gereken durumlarda sökülebilirlik daha tedavi planı aşamasında göz önünde bulundurulmalıdır. Fiber ve metal postlar etkili ve güvenli bir şekilde sökülürken, seramik ve zirkonyum postların sökülmesi çok daha zordur (Schwartz ve Robbins, 2004).

Kor Yapımı: Kor, çürüklü ve kırılmış koronal yapı kayıplarının yerini alır ve final restorasyonun korunmasında yardımcı olur. Kor yapımının amaçları arasında; final restorasyona retansiyon sağlamak, ihtiyaç durumunda pulpa odası boşluğunu tümüyle ve kök kanal dolgusu ile kron arasında kalabilecek tüm boşlukları ortadan kaldırmak sayılabilir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1119).

2.4. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Tercih Edilen Materyaller

2.4.1. Postlar

ET dişlerin restorasyonlarında tercih edilen post sistemleri temel olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Daha eski olarak sayılan metal döküm postlar, kök kavitesinden ölçü alınma prensibine dayanarak elde edilmektedirler ve bu prensip bir metal döküm postun hazırlanan kök kavitesine tam uyum göstermesini sağlamaktadır. Son yıllarda farklı tiplerde, boyutlarda ve farklı materyallerden oluşan prefabrike postlar gündeme gelmişlerdir. Bu tür postların en önemli avantajı, klinik uygulama kolaylığı ve minimum preparasyon gerektirmesi ve bunun zaman ve para kaybını önlemesi olmuştur (Pegoretti ve diğerleri, 2002).

Döküm postlar daha çok altın alaşımlarından hazırlanırlarken, prefabrike postlar paslanmaz çelik, titanyum alaşımları, zirkonyum oksit olmak üzere çeşitli

materyallerden hazırlanabilmektedirler ve söz konusu materyaller yaygın bir kullanım alanına sahip olmuşlardır. Ancak kullanılan tüm bu materyallerin dentin dokusu ile aralarında mekanik davranış özelliklerinin farklı olması, üreticiler ve diş hekimlerinin farklı arayışlara girmelerine sebep olmuş ve dentin dokusu ile aralarındaki sertlik farkının minimuma indirilmesi amacıyla polimerik kompozit materyaller kullanılarak üretilen prefabrike postlar gündeme gelmiştir (Pegoretti ve diğerleri, 2002; Vallittu, 1996).

Şekillerine göre postlar paralel ve eğimli olmak üzere ikiye ayrılırlar. Paralel postların eğimli postlara göre daha retantif olmaları ve daha az stres oluşturmaları avantaj sayılırken preparasyon sırasında daha fazla dentin dokusu uzaklaştırmak gerekeceği için fraktür oluşturma riski artmaktadır (Altıncı ve Kiremitçi, 2007).

Retansiyon tiplerine göre postlar, aktif ve pasif olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Aktif postlar retansiyonu sahip oldukları yivler ile sağlarken pasif postlar için siman kullanımı gerekmektedir. Aktif postların kullanımının kolay olması, daha retantif olması avantajları arasında sayılsa da kullanımında kısıtlamalar olması ve kanal içerisinde stres oluşturmaları dezavantajları arasındadır (Altıncı ve Kiremitçi, 2007).

Üretildikleri materyale göre sınıflandırma yapılacak olursa postlar şu şekilde gruplanmaktadır;

- **Geleneksel Döküm Post-Kor:** Genellikle Tip III ve Tip IV dental alaşımlarla birlikte kobalt-krom (Co-Cr), titanyum (Ti) gibi soy olmayan metal alaşımları da kullanılmaktadır. Direkt ve indirekt olarak iki teknikte hazırlanırlar (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1083)
- **Metal Prefabrike Post:** Bu tür postlar yüksek elastisite modülü ve uzamış gren yapısına sahip olup, Pt, Au, Pd (Platin-Altın- Palladyum); Ni, Cr (Nikel-Krom); Co, Cr (Kobalt-Krom), Titanyum ve paslanmaz çelikten üretilmişlerdir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1085).

• **Metal Olmayan Prefabrike Post:**

- **Fiber Postlar:** Elastisite modülünün dentine yakın olması, pasif retansiyon göstermesi ve estetik olması gibi avantajları nedeniyle günümüzde yaygın olarak kullanılan post sistemleri arasındadır. 4 gruba ayrılırlar (Gürbulak ve diğerleri, 2012):

✓ **Karbon Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Post:** Karbon fiber kök kanal postları, epoksi rezin matriks içerisinde uzunlamasına hizalanmış karbon fiberlerden oluşmaktadır. Bu tip postlar dayanıklılık, sertlik, hafiflik, korozyona ve yorgunluğa direnç göz önüne alındığında metallerin uygulanabilir alternatifleri olarak kabul edilmektedirler. Ancak koyu renkli ve radyolusent olmaları dezavantaj sayılmaktadır (McComb, 2008; Qualthrough ve Mannocci, 2003). Zirkonyum kaplı karbon fiberler estetik dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla tüm post yüzeyi zirkonya ile kaplayarak elde edilen post çeşitidir (Gürbulak ve diğerleri, 2012).

✓ **Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Post:** Epoksi rezin matriks içerisine gömülmüş cam fibrillerinden oluşmaktadır. Sertlikleri karbon fiber postlardan daha azdır ve metalik ve karbon fiber postlara göre daha esnekler (Alaçam ve diğerleri 2012, s. 1091; McComb, 2008).

✓ **Kuartz Fiber Post:** Translüsente yapıdaki bu post sisteminin en önemli avantajları kök kanalına ışığı geçirmesi ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonlarını arttırmasıdır (Gürbulak ve diğerleri, 2012).

✓ **Polietilen Fiberle Güçlendirilmiş Post:** Bu tip postlar plazma ile güçlendirilmekte ve güçlendirilmiş polietilen fiberin, yumuşak kıvamdayken şekillendirilmesi avantajı neticesinde, kök kanalı ve pulpa odasına adapte edilmesi sırasında, sağlam diş yapısının fazla miktarda çıkarılmasını gerektirmemektedir. Biyolojik olarak uyumlu

ve estetikler. Geleneksel sistemlere alternatif olarak son dönemde Ribbond isimli yeni bir post tanıtılmıştır. Örgü şerit olarak da adlandırılan bu materyal kompozit rezin veya akril ile birlikte kullanılmaktadır (Gürbulak ve diğerleri, 2012; Uzun ve Keyf, 2007).

- **Tam Seramik Post:** Estetik amaçla kullanılırlar ancak asitle pürüzlendirilemedikleri için postun kor yapıya bağlanması zayıf olmaktadır (Asmussen ve diğerleri, 1999; Butz ve diğerleri, 2001).
- ✓ **Zirkonyum-Yttriyum Oksitle Güçlendirilmiş Post:** Yüksek dayanıklılığa sahip olması, renk ve yarı şeffaflık bakımından dentine benzemesi, estetik olması ve dişeti kenarındaki gölgelenmeyi önlemesi avantajları arasındadır. Postun kor yapıya bağlanma yeteneğinin az olması ve gerektiğinde kök kanalından uzaklaştırılmasının zor olması bu sistemlerde karşılaşılan sorunlardır.
- ✓ **Alüminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramik Post:** 1991'de Kern ve Knode tarafından tanıtılan bu sistem cam infiltre edilmiş alumina seramikten (*in-ceram*) oluşan tek parça post-korlardır. Uygulama zorluğu bu teknik için büyük bir dezavantajdır (Gürbulak ve diğerleri, 2012).

2.4.2. Kor Materyalleri

Döküm Alaşımlar

En çok Tip IV altın alaşımı tercih edilmektedir.

Direkt Dolgu Materyalleri:

Amalgam, kompozit rezin ve cam iyonmer materyaller kullanılmaktadır (Cheung, 2005).

Amalgam postla ve postsuz kullanılabilir. 1980 yılında Nayyar tarafından oluşturulan koronal-radiküler teknikte amalkor olarak kullanılmıştır (Nayyar, 1980). Bu materyal, her ne kadar yüksek mekanik dayanıklılık ve düşük

erirlik gibi avantajları neticesiyle uzun yıllar tercih edilse de sertleşme süresinin uzun olması, estetik sıkıntılar yaratması, civa toksisitesi, sertleşmiş amalgamın adezyon sorunu olması ve adezivlerle kullanım gerektirmesi, korozyon göstermesi dezavantajları kullanımlarını kısıtlamıştır (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1121).

Günümüzde postlu veya postsuz kor yapımında en çok tercih edilen materyaller kompozit rezinlerdir. Işıkla sertleşen, kendiliğinden sertleşen ve dual olan tipleri bulunmaktadır. Kor materyali olarak kompozit rezin tercih edilecek durumlarda polimerizasyon derinliği, viskozite, sertleşme süresi, yapışkanlık ve karıştırma süreleri değerlendirilmelidir. Amalgamdan daha az cam iyonomerden daha dayanıklı olan bu materyalin en önemli sorunu polimerizasyondur. Çinko oksit öjenol içerikli kanal dolgu materyalleri ile birlikte kullanımında polimerizasyon sorunları ortaya çıkabilmektedir. Geride bir miktar sağlam diş dokusu, özellikle arka grup dişlere mine marjinlerinde 2 mm doku kaldığı durumlarda kullanılabilecek bir materyaldir (Alaçam ve diğerleri, 2012, s. 1121).

Cam iyonomer materyaller, rezin modifiye cam iyonomeri, metal modifiye cam iyonomer, sermetler ve kompomer türevlerine ayrılırlar. Gerilim ve sıkışma dayanıklılıklarının düşük olması, kırılma direncinin düşük olması, düşük elastisite modülüne sahip olması, diş dokularına zayıf bağlanması, kondanse edilebilirliğinin zayıf olması gibi dezavantajları kullanımlarını kısıtlamaktadır. Resin modifiye cam iyonomerlerin geleneksel tiplere göre manipülasyonları daha kolay ve daha dayanıklıdır ancak yüksek kuvvete maruz kalan bölgelerde ve ön bölgede kullanılmamalıdır (Alaçam, 2012, s. 1121; Cheung, 2005).

2.4.3. Kron Materyalleri

Kompozitler

Direkt estetik materyallerin gelişimi, gerçek anlamda 1871 yılında silikat simanlarla başlamıştır. Silikat materyallerin kırılma yapıda ve asidik olması, nem hassasiyeti nedeniyle titiz bir uygulama gerektirmesi gibi dezavantajlarının üstesinden gelen bir materyal olarak akrilik rezinler, 1945 yılından itibaren estetik restorasyonlar için önerilen, doldurucu içermeyen rezinler olarak geniş bir kullanım

alanına sahip olmuşlardır. Bu süreçte izlenen en önemli gelişmeler, Bowen'in bisglisidil metakrilat (BIS-GMA) yapısını bulması, Buonocore'un geliştirdiği "asitle pürüzlendirme tekniği" ve "*bonding*" sistemlerinin geliştirilmesidir (Arıkan, 2005; McCabe ve Walls, 2008, s. 195).

Terimsel olarak kompozit, birbiri içerisinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin, üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanabilmektedir. Organik, inorganik ve bu iki fazın bağlanmasını sağlayan ara faz olmak üzere 3 fazdan oluşur (Arıkan, 2005). Organik faz içinde monomerler, komonomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcı sistem, stabilizörler, inhibitörler ve ultraviyole ışınını absorbe edici ajanlar bulunurken (Hervás-García ve diğerleri, 2006; Murchison ve diğerleri, 2006); inorganik faz, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, cam partikülleri, lityum alüminyum silikat, bor silikat gibi dolduruculardan meydana gelmiştir (Chen, 2010; Hervás-García ve diğerleri, 2006; Zimmerli ve diğerleri, 2010).

İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması şöyledir:

Partikül büyüklüğü 50-100 mm: Megafil kompozit

Partikül büyüklüğü 10-100 mm: Makrofil kompozit

Partikül büyüklüğü 1-10 mm: Midifil kompozit

Partikül büyüklüğü 0.1-1 mm: Minifil kompozit

Partikül büyüklüğü 0.01-0.1 mm: Mikrofil kompozit

Partikül büyüklüğü 0.01'den küçük olanlar: Nanofil kompozit

Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler olarak isimlendirilirler. Geleneksel tip kompozitlerin organik matriks içerisinde barındırdığı inorganik doldurucu oranları ağırlıkça % 70-80 olmaktadır (Dayangaç, 2011, s. 10).

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozitler denir. Bu türde her iki kompozit türünün özellikleri yer almasına rağmen hibrit türünü belirlemede yüzdece fazla olan partikülün adı verilir (Dayangaç, 2011, s. 14).

1960'lı yılların başında yerine kullanılan akrilik ve silikatların sahip oldukları mekanik özelliklerden daha iyi dolayısıyla gelişmiş klinik özelliklere sahip olan rezin bazlı kompozitler ilk başlarda kimyasal polimerize olan kompozitler olarak üretilmişlerdir. Ardından ultraviyole (UV) ışığıyla polimerize olan foto-aktif kompozitler ve sonraları görünür ışıkla polimerize olan kompozitler geliştirilmişlerdir. Devam eden çalışmalar neticesinde, kompozit teknolojisindeki gelişmeler sonuç vermiş ve mükemmel dayanıklılıkta, aşınmaya karşı dirençli ve estetik açıdan doğal görünümü taklit eden modern bir materyal geliştirilmiştir. Özellikle nanoteknolojinin ve adeziv sistemlerin gelişimi sonucunda söz konusu materyallerde ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir (Mitra, 2012 s. 162) (Şekil 2.3). Resin bazlı restoratif materyallerin biyolojik özelliklerini iyileştirilmesi ve yapılarının güçlendirilmesine yönelik çalışmalarda 2 temel amaç yer almaktadır. Bu amaçlar; şekil, büyüklük, dağılım, oranlarının arttırılması ve üretim teknolojisi ile ilgili çalışmalar ve matriksinde yapılan değişiklikler şeklinde 2'ye ayrılmaktadır. Buna göre kompozit materyaller şu şekilde isimlendirilmiştir.

Tepilebilir (*Packable*) Kompozit

Bu kompozitler yüksek viskoziteli olup, fazla miktarda doldurucu partikül içermektedirler. Posterior kompozit olarak adlandırılırlar ve kaviteye basınç altında rahat yerleştirilebilme, kontakt noktalarını doğal anatomiye yakın oluşturabilme gibi avantajları bulunmaktadır. Tepilebilir kompozitler çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu arka grup bölgeler için önerilmektedir (Dayangaç, 2011, s. 19).

Akışkan (*Flowable*) Kompozit

Geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında daha fazla oranla resin içeren akışkan kompozitler, kavite geometrisinin ideal olarak hazırlanamadığı adeziv preparasyonlarda polimerizasyon büzülmesini ve oluşan stresleri engellemek

amacıyla geliştirilmiştir. Organik matriks oranı arttığı için viskozitesi düşüktür. Minimal invaziv kavite preparasyonlarında, Sınıf V kavitelerin restorasyonunda, hibrit ve tepilebilir kompozitlerin altında stres kırıcı kaide materyali olarak ve pit ve fissürlerde restoratif materyal olarak kullanılırlar (Altun, 2005).

Nanofil Kompozit

Bu materyallerde, nanopartiküllerin kullanımıyla materyallerin mekanik dayanıklılık ve aşınma dirençlerinden ödün vermeden optik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (Gökçe ve Özel, 2005; Koshi ve diğerleri, 2015). Kompozit yapısı organik matriks içerisine nanomer ve nanomer gruplarının ağırlıkça % 72-87 olacak şekilde eklenmesiyle elde edilmiştir (Gökçe ve Özel, 2005). Nanofil kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü, ışık dalga boyundan daha küçük olduğu için, görünür ışık ile emilim veya saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri ileri sürülmüştür. Partiküller çok küçük oldukları için, çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebildikleri belirlenmiştir (Ure ve diğerleri, 2003).

İyon Salabilen (*Smart*) Kompozit

Bu tür kompozitler, restorasyon yüzey pH değerlerinin değişimlerine bağlı olarak florür, hidroksil ve kalsiyum iyonları salar. Restorasyon yüzeyinde bulunan aktif plak pH değerlerinin düşmesine sebep olur. Bu durum iyonların salınma oranını artırır. Salınan iyonlar mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilir (Altun, 2005).

Antibakteriyel Kompozit

İki yöntemle elde edilirler. Birinci yöntemde klorheksidin antimikrobiyalinin rezin matrikse eklenmesi, ikinci yöntemde ise *12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide* (MDPB) antimikrobiyal ajanının rezin matriks içerisinde sabit kalması sağlanarak üretilir. Bu ajan dışarı salınamamakla birlikte bakterilerin üremesi ve materyalin üzerinde oluşan plak birikimine karşı engelleyici etki gösterir (Gökçe ve Özel, 2005).

Ormocer Kompozit

Bu madde organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşmaktadır. En önemli özelliği geliştirilmesiyle birlikte ilk kez kompozit rezinin organik matriksinde yapısal değişimler oluşturulmasıdır. Polimerizasyon büzülmesinin düşük olması, aşınma direncinin yüksek olması, biyouyumluluk ve çürüklere karşı koruyucu olması bu materyalin avantajları arasında sayılmaktadır (Gökçe ve Özel, 2005).

Büzülmeyen veya Az Büzülen Monomer Sistemler

İlk kez 1990’larda “*spiro orthocarbonate*” monomerler, daha sonra “*oxybismethacrylate*” monomerler kullanılmıştır. Son yıllarda geliştirilen “*Silorane*” monomeri ile biyouyumluluk, gelişmiş mekanik özellikler ve polimerizasyon derinliği ve büzülme oranında azalma gözlenmiştir (Gökçe ve Özel, 2005). Monomerin polimere dönüşümü sırasında ortaya çıkan polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sorunları ortadan kaldırmak amacıyla kimyasal yapısı farklı silikon bazlı hidrofobik siloranlar, sikloalifatik oksiran bileşeninin katyonik, halka-açılımlı polimerizasyonu sonucunda oluşmaktadır. Polimerizasyon sırasında halka-açılımlı monomerler açılarak düzleşir ve birbirlerine doğru uzayarak bağlanırlar. Bunun sonucunda oluşacak polimerizasyon büzülmesi daha az olmaktadır. İnorganik doldurucu olarak kuartz ve radyopak yttriyum florür partikülleri içerdiklerinden mikrohürit kompozit olarak da adlandırılmaktadırlar (Dayangaç, 2011, s. 21).

Bulk-Fill Kompozit

Tek kütle halinde uygulanabilen bu kompozitler, polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sonucu oluşan stres, marjinal aralık oluşumu sorunlarına çözüm olarak üretilmişlerdir. İçerdikleri pigmentler, doldurucular ve monomer matriks kompozisyonu bu kompozitin 4 mm tabakalar halinde polimerize olmasını sağlamaktadır (Chesterman ve diğerleri, 2007)

Giomer

Bu materyaller, ‘*prereacted*’ cam partikül, üretan dimetakrilat (UDMA) ve hidrosietil metakrilat (HEMA) içerikli rezin esaslıdırlar. Üretim amaçları cam iyonomerin nemden etkilenen yapısını ve estetik dezavantajını azaltmaktır. Cam partikülleri floro-alümino-silikatlar, rezin matriks yapısına katılmadan önce poliakrilik asitle işlem görmektedirler (Itota ve diğerleri, 2004).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler (FGK)

Fiberler, tekne, otobüs, uçak yapımı gibi endüstrinin birçok alanında uzun yıllardır kullanılmaktadırlar. Esneklik, sertlik, basınca karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin çok iyi olmasının yanında, düşük özgül ağırlığı, translusensi, korozyona uğramaması ve adezyon yeteneklerinin iyi olması gibi özellikleriyle 1960 yıllarından beri diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (Candan ve Eronat, 2008; Freilich ve diğerleri, 1998).

FGK’ler polimer matriks ve içerisine yerleştirilmiş güçlendirici fiber materyallerden oluşan bir kompozit çeşididir. Polimer matriks içerisine yerleştirilmiş fiberler kompozit materyalin daha dayanıklı olan kısmını oluşturduğu için kuvvetler matriks tarafından fiberlere yönlendirilmekte bunun yanında polimer matriks fiberleri nemin oluşturacağı olumsuz etkilerden korumaktadır (Vallittu, 1996).

Diş hekimliğinde kullanılan FGK’ler, aynı kompozit materyaller gibi organik faz ve içerisinde çeşitli yapı, boy, çap ve yönde yer alan fiberlerden oluşmaktadır (Candan ve Eronat, 2008). Fiberler yapılarına göre üçe ayrılırlar. Tek yönlü (çubuk şeklindeki) fiberler, birbirlerine paralel, tek bir doğrultuda uzanan, sayıları 1000 ile 200,000 arasında değişen fiber demetlerinin oluşturduğu tek bir (blok) fiber çeşididir. Kompozitlere anizotropik yapıda (tüm yönlerde aynı özelliğe sahip olmayan) mekanik özellikleri kazandırırılar. Ağ/örgü formundaki fiberler; iplik şeklindeki fiberlerin iki farklı yönde düzenlenmesi ile meydana getirilmiştir. Bu tip fiberler kompozitlere ortotropik (tüm yönlerde aynı özelliklere sahip) mekanik özellikler verir (Levent ve Karaağaçlıoğlu, 2004; Vallittu, 1996).

Uzun fiberlerden oluşan fiber kompozitler ‘devamlı fiber kompozitler’ olarak adlandırılırlar. Kısa veya devamlı fiberler polimer matriks içerisinde gelişigüzel olarak da dağılabilirler ve bu durum izotropik özellikler kazandırır. İki veya daha fazla tipte fibere sahip olan kompozitler hibrit fiber kompozitler olarak adlandırılırlar.

FGK’lerin dayanıklılığını etkileyen en önemli değişkenlerden bir tanesi kompozit materyal içindeki fiberler ile polimer matriks arasındaki adezyondur. Düzgün adezyon streslerin matriks yapısından fiberlere taşınmasını sağlamaktadır. Polimer matriks ile fiberlerin arasında kimyasal bağın ideal olarak kovalent özellikte olması gerekmektedir. Polimer ve cam fiberlerin adezyonunu güçlendirmek amacıyla silan bağlayıcı ajanları kullanılmaktadır. Fiberlerin yüzeyinde bulunan silanlar, polimerin yüzey üzerindeki düzensizliklere fiziksel olarak bağlanmasını güçlendirmektedir.

FGK’in gücünü etkileyen bir başka özellik ise fiberlerin polimer yapıyla doyurulmuş olmasıdır. Yeterli derecede doyurulma rezin matrikste yer alan her bir fiberin tüm yüzeyinin rezin ile temas haline geçmesi anlamına gelmektedir (Vallittu, 1996).

Kompozit yapı içerisindeki fiber konsantrasyonu, özelliklerini etkileyen bir diğer faktördür. Polimer matriksteki artan fiber miktarının restorasyonun direncini artırdığı gösterilmiştir (Butterworth ve diğerleri, 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler, cam, karbon/grafit, aramid ve polietilen fiberlerdir ve piyasada farklı isimlerde kullanılmaktadırlar (Vallittu, 1996).

Son yıllarda kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit materyal (everX Posterior, GC, Tokyo, Japonya), yoğun stres altında olan vital ve nonvital dişlerde yer alan geniş kavitelerde kaide materyali olarak geliştirilmiştir. BIS-GMA, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve polimetil metakrilat (PMMA) içeren bir rezin matriks ve gelişigüzel dağılmış E-cam fiberler ve inorganik doldurucular içermektedir. Yüksek stresli alanlarda bir yıllık çalışmanın klinik sonuçları, iyi klinik performans göstermiştir; ancak bu klinik araştırmanın zaman çizelgesi ve vaka sayısı, test edilen

restorasyonların uzun vadeli uygunluğunu belirtmek için yeterli olmamaktadır (Garoushi ve diğ erleri, 2012).

Seramikler

Seramikler topraksı bir materyal olup, genel olarak silikat yapısındadır ve ismini Yunanca'da yanık madde anlamına gelen, '*keramos*' kelimesinden almaktadır (McCabe ve Walls, 2008, s. 89). Seramikler, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle oksijenle, yaptığı bir kombinasyondur (Kurtulmuş-Yılmaz, 2011). Terim olarak seramik arzulanan özelliklerin elde edilmesi için genellikle yüksek bir sıcaklıkta ate le i lenip metalik olmayan bir inorganik malzemeden yapılmış herhangi bir ürünü ifade eder. Porselen terimi daha kısıtlayıcı bir terim olmakla birlikte, kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuvarz (silis) ve feldspatları (potasyum ve sodyum alüminosilikatlar) karıştırarak ve yüksek sıcaklıkta ate leyerek orijinal olarak üretilen belirli bir bile imsel seramik ürün aralığını ifade eder (Denry, 2012, s. 254)

Seramik materyaller, biyouyumlu olmaları, kimyasal yapılarının inert olması, sıkışma dayanıklılığının yüksek olması, abrazyon dayanıklılığı, plak ak m lasyonuna izin vermeyecek yapıda olması, üstün estetik ve renk stabilitesi özellikleri ile di  hekimliğinde yaygın kullanılan materyaller arasındadır (Leung ve diğ erleri, 2015).

Dental seramikler kullanım alanlarına, pişirme ısılara, üretim metodlarına ve bileşimlerine göre sınıflandırılmaktadırlar;

Kullanım alanlarına göre (Denry, 2012, s. 254)

- Metal destekli kronlar ile kullanılan seramikler ve sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramikler,
- Tam-seramik kron, inley, onley, veneer ve sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramikler.
- Ortodontik braketlerde, dental implant abutmentlerinde ve yapay di  yapımında kullanılan seramikler

Piştirme ısılarına göre (O'Brien, 2002, s. 210)

- Yüksek ısı seramikleri (1288°C - 1371°C)
- Orta ısı seramikleri (1093°C - 1260°C)
- Düşük ısı seramikleri (660 °C - 1066°C)

Üretim metodlarına göre

- **Metal destekli seramikler** (O'Brien, 2002, s. 211-212; Denry ve Holloway, 2010)
 - Döküm metal üzerine hazırlanan seramikler
 - Platin veya altın folyo üzerine bitirilen seramikler
 - Elektroliz metal alt yapı üzerine hazırlanan seramikler
 - Sinterlenen seramikler
- **Tam seramikler** (Rosenblum ve Schulman; 1997)
 - Sinterlenen seramikler
 - Dökülebilir seramikler
 - Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen seramikler
 - Cam infiltre seramikler
 - Kopya freze yöntemi ile üretilen seramikler
 - Bilgisayar desteği ile üretilen seramikler

Bileşimlerine göre (Gracis, ve diğerleri, 2015)

- **Cam matriks içeren seramikler**
 - Feldspatik seramikler
 - Sentetik seramikler
 - ✓ Lösit ile güçlendirilmiş seramikler
 - ✓ Lityum disilikat ve türevleri ile güçlendirilmiş seramikler
 - ✓ Floroapatit içerikli seramikler

- Cam infiltre edilmiş seramikler
 - ✓ Alümina ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - ✓ Alümina ve magnezyum ile güçlendirilmiş cam seramikler
 - ✓ Alumina ve zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramikler
- **Polikristalin seramikler**
 - Alümina içerikli polikristalin seramikler
 - Stabilize edilmiş zirkonya içerikli polikristalin seramikler
 - Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya içerikli polikristalin seramikler
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina içerikli polikristalin seramikler
- **Rezin matriks içeren seramikler**
 - Nanoseramik içeren rezin matriks
 - Cam seramik içeren rezin matriks
 - Zirkonya-silika içeren rezin matriks

Bilgisayar Destekli Tasarım /Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Materyalleri

Computer aided design/computer aided manufacturing kelimelerinin baş harflerinden oluşan CAD/CAM sistemler, model geometrisini bilgisayar tarafından işlenebilecek forma dönüştürebilecek bir tarayıcı, elde edilen veriyi işleyebilecek yazılım programı ve veriyi ürüne dönüştürecek üretim teknolojisinden oluşmaktadır. Üretim sistemlerine göre;

- Direkt klinikte kullanılan sistemler (*Chairside*),
- Laboratuvarda kullanılan sistemler
- Üretim merkezli sistemler olarak sınıflandırılmaktadır (Beuer ve diğerleri, 2008).

CAD/CAM cihazları tarafından işleme tabi tutulacak restoratif materyallerin çeşitliliği ilgili üretim sistemine bağlıdır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan restoratif materyaller şunlardır:

Feldspatik Seramikler

Diş hekimliğinde CAD/CAM alanında ilk kez kullanılan bloklardır. Cam matriks içerisinde homojen dağılmış 4 mikrometre (μm) boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Cam içeriklerinin fazla olması nedeniyle hidroflorik asitle pürüzlendirilebilir ve adeziv simantasyonla restorasyona uzun süreli retansiyon sağlar. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri oldukça iyidir, mine dokusunu aşındırma oranları azdır ve dayanıklılıkları fazladır. Bu bloklar tüm bu özellikleri sayesinde *chairside* uygulamalarına oldukça uygundur (Fasbinder, 2012; Giardano, 2006).

Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Bu bloklar ilk kez 1998 yılında CEREC sisteminde kullanılmak amacıyla geliştirilen ProCAD adıyla üretilmiştir. Silikat cam matris hacminin % 35-45 kadarını 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (Fasbinder, 2010). Amorföz cam matriks içine dağılmış lösit kristalleri çatlak yayılımını engelleyerek klinik performansı artırır (Hooshmand ve diğerleri, 2008). Lösit kristallerinden oluşan blokların renk, translusentlik, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç doğal diş minesiyile benzerlik göstermektedir. Ancak mekanik özellikleri köprü uygulamalarında kullanılmak için yeterli değildir (Höland ve diğerleri, 2000).

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonların endikasyon alanının genişletilebilmesi amacıyla daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (Höland ve diğerleri, 2000). Lityum disilikat materyallerinin eklenmesiyle materyalde oluşan kırığın ilerlemesi engellenmektedir ve bu durum esneme dayanımını artırmaktadır. Karşıt dişte meydana getirdiği aşınma miktarının az, optik özelliklerinin ve ışık geçirgenliğinin iyi olması önemli avantajlarındandır (Duymuş ve Özdoğan, 2016).

Oksit Seramikler

Cam infiltre oksit seramikler ve sinterlenen oksit seramikler olmak üzere 2'ye ayrılmaktadır.

- **Cam infiltre oksit seramikler:** Bu seramik sistemleri son sertliklerine ulaşabilmeleri için lanthan oksit cam infiltrasyonu işlemine maruz kalırlar. Bu bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır.
- **Sinterlenen oksit seramikler:** Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit olarak ayrılırlar. Alüminyum oksit seramikler presinterize durumda olup restorasyon üretildikten sonra 1520⁰'de fırınlanırlar. % 100 alüminyum oksit kristallerinden oluşmakta ve yarı sinterlenmiş yüksek dayanıklılığa sahip bu bloklar tek renklidirler (Tokgöz Çetindağ ve Meşe, 2016). Zirkonyum oksit seramikler yüksek dirençli porselenler olup bu özelliği nedeniyle arka bölgede uygulanması; opak olması dezavantajı neticesiyle de ön bölgede kullanılmaması önerilir Yüksek oranda ZrO₂ partikülleri içermektedir ve feldspatik porselene oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (Ural, 2011).

Nanoseramikler

Rezin nanoseramik materyaller polimer matriks içerisine gömülmüş, ağırlıkça % 79 oranında olan silika ve zirkonya nanopartiküllerinin dağılmış olarak (*dispersed*) veya küme halinde (*aggregated*) bir araya gelmesiyle oluşmaktadır (Fasbinder, 2012; Mainjot ve diğerleri, 2016). Çapraz bağlı polimer matriks yapıyı güçlendirme amacıyla yerleştirilen seramik partikülleri 3 farklı doldurucudan oluşmaktadır. Yapı içerisinde 20 nanometre (nm) çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler ve zirkonya ve silika partiküllerinin kümelenmesiyle oluşan doldurucular yer almaktadır ("3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative"). Bu materyalin inorganik doldurucuları direkt kompozit materyallerle aynı olup UDMA'dan oluşan matrix yapısının fotopolimerizasyon

yerine ısıyla polimerize edilmesi materyale gelişim sağlamıştır (Mainjot ve diğerleri 2016).

Hibrit Seramikler

“Hibrit seramik” tanımlaması materyallerin bilimsel kavramlarını ve gerçek özelliklerini tam karşılamayan bir tanımlama olmakla birlikte, dental markette bu grup adı altında üretilen materyaller yer almaktadır. Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) hibrit seramik materyaller grubunda yer almaktadırlar (Mainjot ve diğerleri, 2016). Vita Enamic (VE) (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ise polimer infiltre edilmiş seramik ağ (*polymer-infiltrated-ceramic network*) olarak adlandırılan hibrit seramik olup birbirine kenetlenmiş iki fazdan oluşmaktadır. Materyal hacminin % 75’ini pöroz yapıdaki feldspatik seramik, % 25’ini ise polimer faz oluşturur. İnorganik seramik materyal ağırlık olarak % 86, organik polimer kısım (UDMA-TEGDMA) ise % 14 oranındadır. Üretici firma, baskın olan seramik kısmın materyale stabilite kazandırdığını, polimer ağın ise elastisite sağladığını öne sürmüştür (Albero ve diğerleri, 2015; Leung ve diğerleri, 2015; Mainjot ve diğerleri, 2016). VE, polimerizasyon büzülmesi nedeniyle oluşan kuvvetlerin seramik ağda meydana getireceği olumsuz etkileri engellemek üzere yüksek ısı ($>100^{\circ}$) ve yüksek basınç (>150 MPa) polimerizasyon (*high temperature and high pressure polymerisation-HT and HP*) yöntemi ile üretilmektedir. Yüksek ısı, zincirlerin mobilitesini ve polimerizasyonu artırırken; yüksek basınç ise büzülmeyi azaltmakta ve oluşabilecek defekt miktarını da azaltmaktadır. (Mainjot ve diğerleri, 2016). Albero ve diğerleri (2015), materyalin diş dokularına yakın esneme dayanıklılığına, elastisite modülüne sahip olmasının tercih edilebilirliğini artırdığını belirtmişlerdir.

Zirkonya Partikülleri ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramikler

Bu materyallere ağırlık olarak % 8-10 zirkonyum oksit eklenmiştir ve bu durum dayanıklılığı artırmıştır. Yapı iki fazdan oluşmaktadır. Bir tanesi lityum disilikat kristallerine eklenmiş lityum metasilikat, diğer faz ise zirkonyum oksit içeren camsı matriks fazıdır. Söz konusu yapılar materyale yüksek esneme

dayanıklılığı, iyi optik, işleme ve polisaj özelliği katmaktadır (Rinke ve diğerleri, 2016).

Kompozitler

Kompozit materyallerin, polimerizasyon büzülmesi, büzülme sonucu oluşan stres ve polimerizasyon derinliği problemleri neticesinde gündeme gelen indirekt kompozit rezinlerin para ve zaman kaybına neden olması sonucunda CAD/CAM bloklar olarak üretilmesi gündeme gelmiştir (Lim ve diğerleri, 2016). CAD/CAM uygulamalarında kompozit rezinlerin kullanımı geçici ve daimi olarak her iki amaç için de tercih edilmektedir. Daimi restoratif madde olarak kullanılan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) 2000 yılında piyasaya sürülen ilk ticari rezin kompozit olup, Z100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) restoratif rezin kompozitin fabrikasyon aşamasında polimerizasyonu ile elde edilmektedir. (“3M Paradigm”; Fasbinder, 2010; Ruse ve Sadoun, 2014).

Polimerler

Uzun süreli geçici restorasyonlar olarak ve *chairside* CAD/CAM sistemlerin yeterli olmayıp bazı laboratuvar aşamasının gerekli olduğu durumlarda tamamlayıcı bir tedavi alternatifi olarak *chairside* CAD/CAM geçici bloklar tercih edilmektedir. TelioCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenşayn) ve VITA-CAD Temp (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) isimli bu bloklar uzun süreli geçici kronlar ve sabit bölümlü protezler için kullanılmaktadırlar (Fasbinder, 2012; Güth ve diğerleri, 2013).

Metaller

Titanyum, titanyum alaşımları ve krom kobalt alaşımları kullanılarak üretim yapılmaktadır (Everest Bio T-Blank (KaVo,pure titanium) (Beuer ve diğerleri, 2008). Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında, Bu materyaller, endüstriyel olarak üretildiklerinden pörözite boşlukları içermez. Bu bakımdan dayanıklılıkları daha yüksektir ve daha homojendirler (Ural, 2011).

2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği alanında başarılı sonuçlar elde edebilmek için, ağız ortamında oluşacak olan kuvvetleri iyi bir şekilde tanımak, analizlerini yapmak ve bu analizler sonucunda oluşan kuvvetleri fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtarak oral rehabilitasyon kurallarına uygun şartlarda restorasyonlar elde etmek gerekmektedir. Uygulanacak restorasyonun başarı sağlayabilmesi için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi önem taşımaktadır. Ancak doku ve organların, gelen kuvvetler karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesinin oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu ve hatta bazı durumlarda da imkansız olduğu bilinmektedir. Söz konusu etkenler göz önüne alındığında, canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modeller üzerinde stres yoğunluğu oluşan bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır (Ramoğlu ve Ozan, 2014; Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 94). Kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik dokuların, fonksiyonları sırasındaki fiziksel ve mekanik özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri mevcuttur (Borchers, ve Reichart, 1983, Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 94):

2.5.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bu yöntemde analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden üç boyutlu bir modeli elde edilir. Modele özel şartlarda yüklemeler yapılır ve oluşan stresler Polariskop yardımıyla tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 96).

2.5.2. Gerinim Ölçer (*Strain Gauge*) Stres Analizi Yöntemi

Bu teknikte, mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri olan ve yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında yararlanılan aygıtlar kullanılmaktadır. Bu yöntem ağız içerisinde oluşan streslerin *in-vivo* olarak değerlendirilmesine olanak sağlar (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 111-112).

2.5.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi

Bu stres analizi yönteminde model üzerine özel bir vernik, homojen olacak şekilde sürülür ve fırınlanır. Daha sonra uygulanması planlanan kuvvet ile yüklemesi yapılır. Kuvvet uygulaması sonucunda vernik üzerinde uygulanan kuvvete dik yönde ve uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 112).

2.5.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analizi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nm boyutunda algılayıp, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir. Test modeli üzerinde tahribat meydana getirmemesi ve objenin genellikle gerçek boyutlarında incelenebilmesi bu yöntemin avantajları arasındadır (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 115).

2.5.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal stres gerilimlerin toplamı ile doğrudan orantılıdır (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 119).

2.5.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, bağlantısız olarak herhangi bir materyale transferi üzerine kurulan bu yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilimölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt ediciden oluşan bir düzenek mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin

frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Veri iletiminde kablo kullanılmaması bu yöntemin en büyük avantajı sayılmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 119-120).

2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Yöntemi

Biyomekanik bir sistemin gerçeğe uygun fiziksel modelinin bilgisayar ortamında oluşturulup, bu modelin yine bilgisayar ortamında çözümlenmesine dayanan bir analiz yöntemi olan SESA yöntemi mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklar neticesinde ortaya çıkmıştır. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona veya her koşulda denemeye uygun olmadığından SESA yöntemi ile ilgili modelin sanki bir etki altındaymış gibi incelenip yapıların, çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemek kolaylaşmaktadır. İlk kez 1960'lı yılların başında uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanan SESA yöntemi, özellikle mühendislik ve biyomekanik alanlarda oluşabilecek problemlerin oluşumundan önce değerlendirmesinde etkili sayısal bir stres analiz yöntemidir (Darendeliler-Yaman, 1995; Gültekin ve diğerleri, 2012, s. 21; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Bu yöntemde iki boyutta ve üç boyutta analizler yapılabilmektedir. İki boyutlu yöntemde yapılan modellemelerde, elemanlar sadece alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca meydana gelen değişimler dikkate alınmaz. Üç boyutlu modellemelerde ise elemanlar bir hacme sahip olarak değerlendirilir ve tüm yönlerdeki değişimler incelenir. Bu matematiksel analiz yöntemi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanmaktadır. Karmaşık görünen biyomekanik bir sistemi, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit elemanlara ayırarak çözümlemeyi sağlayan bir tekniktir (Darendeliler-Yaman, 1995; Geng ve diğerleri, 2001; Ramoğlu ve Ozan, 2014).

SESA yöntemi genellikle 2 önemli amaç için kullanılmaktadır. Bu amaçlar;

- Kompleks yapıların başarısızlık davranışlarını anlamak ve matematiksel simülasyondaki deneyleri optimize etmek
- Testi gerçekleştirmek için en iyi tasarımın seçimini sağlamaktır.

Bu yöntemin temel adımları işlem öncesi (*preprocessing*), çözüm (*solving*), işlem sonrası (*postprocessing*) olmak üzere üçe ayrılmaktadır. İşlem öncesi aşamada yapının geometrik modellemesini, modeli eleman tipine uygun bir şekilde seçilmiş düğümlerle bağlı daha küçük elemanlara parçalamayı ve materyal özelliklerinin girilmesini içermektedir. İşlem öncesi aşamasının son adımı dış kuvvetlerin, basınçların, termal değişikliklerin veya diğer faktörlerin ve özelleştirilmiş düğümlerde sınırlandırılmış yer değiştirmenin uygulanmasıdır. Bilgisayar yazılımı istenen sonuca ulaşmak için binlerce değişkeni içeren bir dizi denklemi çözmektedir. İşlem sonrası aşaması ise sonuçların kalitatif ve numerik değerler içeren grafiksel gösterimini içermektedir (Della Bona ve diğerleri, 2013).

SESA yönteminin avantaj ve dezavantajları şu şeklide sıralanabilmektedir: (Krishnamurthy, 2008, s. 14-15)

Avantajları:

- 1) Düzenli sınırlara sahip olmayan bir alan, heterojen materyal özellikleri, destek koşulları ve değişen yükleme koşulları uygun sayıda sonlu elemanlara indirgenip uygun materyal ve davranış özellikleri tanımlanarak oluşturulan sisteme ait denklemler bilgisayar aracılığıyla hızlı bir şekilde çözülebilir.
- 2) Katı, sıvı, gaz ve kombinasyonları, lineer ve lineer olmayan, elastik ve elastik olmayan, plastik, statik ve dinamik materyallere eşit derecede uygulanabilirliği vardır.
- 3) Verilerin büyük bir bölümü bilgisayar ön-işlemcileri (*preprocessor*) tarafından üretilebilir ve daha sonra sonuçlar son-işlemciler (*postprocessor*) tarafından analiz edilip sunulabilir. Bu durum kullanıcıları aşırı bir çaba sarf etmekten alıkoymuş olur.
- 4) Boyut ve karmaşıklığın günümüze kadar düşünülemeyen ve gerçekleştirilemeyen sorunları SESA yöntemi tarafından ele alınarak, analistlerin incelemelerini yeni alanlara taşımaya ve tasarımcıların ilham verici yeni formlar ve yeni çözümler yaratmasına olanak sağlar.
- 5) SESA yöntemi ile oldukça fazla sayıda olası çözüm test edilebilir, böylece optimal çözümler elde edilir.

Dezavantajları;

- 1) Her sonlu eleman düğümsel yer değiştirmelerin fonksiyonları olarak ifade edilen varsayımdan ibaret bir şekil fonksiyonundan oluşur. Her eleman belirli bir destek, yük ve tür için doğru sonuçlar verirken bir diğer tür ve konum için yanlış sonuçlar ortaya koyar.
- 2) En uygun elemanlar kullanılsa bile, çözüm, yalnızca bölgenin bölünmüş olduğu elemanların sayısına değil, aynı zamanda şekil ve düzenlerine bağlı olarak örgüye (*mesh*) bağlıdır.
- 3) Geometrinin modellenmesi, malzeme özellikleri, destek koşulları ve yükleme koşulları, çok öznel ve analistin kararına bağlıdır. Aynı problem, aynı bilgisayar programı ile farklı çözüldüğünde analistler, genellikle daha küçük veya daha büyük bir dereceye kadar farklı cevaplarla sonuçlanır.
- 4) Alınan sonuçların hassasiyeti yüksek sayılarda basamaklarla ifade edilse bile çözümün doğruluğunu garantilememektedir. *Mesh* yapısının iyileştirilmesi çözümün doğruluğunun kanıtı olmamaktadır.
- 5) SESA, pek çok zaman diğer yöntemlerin uygulanamayacağı veya maddiyatın kısıtlı olduğu durumlarda kullanıldığından çözümün doğruluğu ve kesinliği alternatif yöntemlerle test edilemeyecektir.

SESA Yönteminde Kullanılan Terimler ve Tanımları

Kuvvet (*Force*)

Uygulandığı cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran etkidir. Birimi genellikle kilogram *force* (kgf) veya Newton (N) cinsinden ifade edilir (1kgf = 9.8 N) (Ayalı, 2012)

Gerilme (*Stress*)

Uygulanan kuvvet, cisimde uygulanan kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşmasına sebep olur. Meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır (Gültekin ve diğerleri, 2012, s. 42-43). Esas olarak üç temel stres tipi meydana gelmektedir: (Ayalı, 2012)

- **Gerilme (Çekme) Stresi (*Tensile stress*):** Molekülleri birbirinden uzaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir.
- **Sıkışma (Basma) Stresi (*Compressive stress*):** Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yöndeki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.
- **Makaslama Stresi (*Shear stress*):** Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi anda etkilemesi ile oluşur.

Gerilme ve sıkışma streslerine normal stresler denir ve “ σ ” sembolü ile gösterilir. Makaslama stresleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde gerilme, sıkıştırma ve makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir (Ayralı, 2012).

Asal Stres (*Principal Stress*)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve oluşan sıkışma ve gerilme streslerine “asal gerilme” denir. Maksimum asal stres değeri (*maximum principal*) en yüksek gerilme streslerini, minimum asal stres değeri (*minimum principal*) ise en yüksek sıkışma stresini temsil etmektedir (Geng ve diğerleri, 2001).

von Mises Stresi (*von Mises Stress*)

von Mises stresi; çekilebilir malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını tanımlamaktadır. Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji, esneme sınırını aştığında, cisim şekil değiştirir (Geng ve diğerleri, 2001).

Sınır Şartları (*Boundary Conditions*)

Sınır şartları, gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ve diğerleri, 2001).

Elastisite Modülü (*Young's Modulus*)

Elastik bir materyalin sertliğini ölçmek amacıyla kullanılan bir ölçüdür. Gerilimin gerinime oranıdır. Cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısı ile elastiklik modülüsleri daha yüksektir (Gültekin ve diğerleri, 2012, s. 33; Sakaguchi, 2012, s. 40-41).

Poisson oranı

Gerilme ya da sıkıştırma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim değişimin boyundaki birim değişime oranına '*Poisson oranı*' denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Mine, dentin, amalgam ve dental kompozit gibi materyaller yaklaşık olarak 0.3 gibi *Poisson* oranına sahip olsa da, bu oran malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Sakaguchi, 2012, s. 41).

Lineer elastik cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir.

İzotropik cisim

Her doğrultuda aynı elastik özellikler sergileyen cismi ifade etmektedir. Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabul edilir. Bu

sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastisite modülü ve *Poisson* oranı) bağlı olarak ifade edilebilir.

Homojen cisim

Cisim içinde elastik özelliklerin farklı yerlerde değişmediğini ifade etmektedir (Ayalı, 2012).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.' de gerçekleştirilmiştir.

Çalışma, 3 boyutlu SESA yöntemi ve statik lineer analiz kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda fonksiyonel palatinal tüberkülü kırılmış endodontik tedavili üst birinci premolara uygulanan farklı materyal ve tekniklerin hem diş dokuları hem de restorasyon materyalleri üzerinde oluşturduğu streslerin analizi yapılmıştır.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (Seattle, WA, ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMeshStudio (VirtualGridInc, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc., ABD) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.1. Activity 880 3 boyutlu optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl (*Stereolithography*) formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Algor Fempro yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının ve restorasyonların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Tablo 3.1'de modelleri oluşturan yapıların her birine verilen, yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (elastisite modülü ve *Poisson* oranı) gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyal ve dokuların elastisite modülleri ve *Poisson* oranları

Materyal/Doku	Elastisite Modülü (MPa)	<i>Poisson</i> Oranı (ν)	Literatür
Mine	84100	0.33	Zarone ve diğerleri, 2006
Dentin	18600	0.32	Zarone ve diğerleri, 2006
Pulpa	0.98	0.45	Maceri ve diğerleri, 2007
Trabeküler Kemik	1370	0.3	Lin ve diğerleri, 2010
Kortikal Kemik	10700	0.3	Aversa ve diğerleri, 2009
Vita Blocks Mark II	71300	0.23	Wendler ve diğerleri, 2017
Lava Ultimate	12700	0.45	Wendler ve diğerleri, 2017
Vita Enamic	37800	0.24	Wendler ve diğerleri, 2017
everX Posterior	12300	0.24	Barreto ve diğerleri, 2016
G-aenial Posterior	8200	0.24	Barreto ve diğerleri, 2016

Tablo 3.1 (Devam) Çalışmada kullanılan materyal ve dokuların elastisite modülleri ve *Poisson* oranları

Materyal/Doku	Elastisite Modülü (MPa)	<i>Poisson</i> Oranı (ν)	Literatür
Periodontal ligament	68.9	0.45	Lin ve diğerleri, 2010
Gütta Perka	0.69	0.45	Maceri ve diğerleri, 2007
Cam fiber post	40000	0.26	Erarslan ve diğerleri, 2011

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Maksillanın Modellenmesi

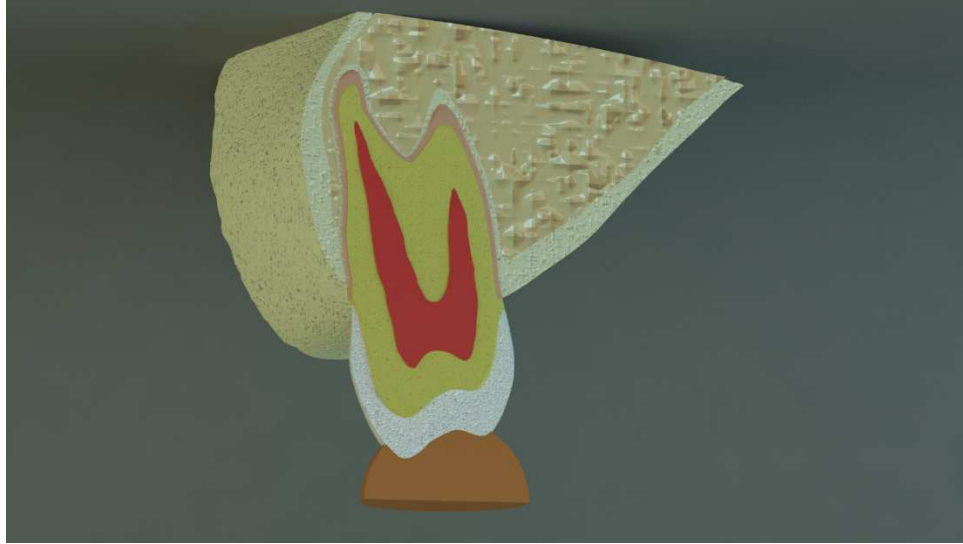
Maksiller birinci premoların bulunduğu üst çene kemiğinin 3 boyutlu ve gerçek boyutlarla orantılı geometrik ana modelinin hazırlanması için Visible Human Project® (U.S. National Library of Medicine, Bethesda, MD, ABD) aracılığıyla ulaşılan veriler kullanılmıştır ve VRMesh programı kullanılarak istenilen modifikasyonlar yapılmıştır. Oluşturulan maksilla modelinde kortikal kemik için 1.5 mm kalınlık belirlenmiş ve kemiğin kalan kısmı trabeküler kemik olarak modellenmiştir.

Yapılan çalışmada maksillanın tümüne gerek olmadığından *Boolean* yöntemi kullanılarak maksillanın premolar bölgesi çıkarılmıştır.

Premolar dişin kemik içerisinde kalan kısmının *slice* işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0.2 mm.'lik *offset* komutu ile periodontal ligament (PDL) elde edilmiştir.

3.1.2. Maksiller Birinci Premolar Dişin Modellenmesi

Morfolojik açıdan doğru modellenmiş büyük ölçekli bir alçı diş modeli smartOptics tarayıcısında taranmıştır. Yapılan tarama sonucunda elde edilen modeller Wheeler'in dental anatomi atlasındaki (Nelson ve Ash, 2015, s. 141-150) morfolojik değerlerle karşılaştırılmış ve gerekli düzeltmeler yapılmıştır. Bu amaçla, ilgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntüleri ve diş boyutları Wheeler atlasından alınmıştır. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Sağlıklı üst birinci premolar diş ve çevre dokular modellemesi

Endodontik olarak tedavi edilmiş iki köklü maksiller birinci premolar dişte mezial-okluzal-distal-palatinal (MODP) kavite tipi oluşturulmuştur. Palatinal kısımda mine-sement bileşiminin (MSB) üzerinde 2.0 mm sağlam doku bırakılmış ve non-fonksiyonel tüberkülden 2.0 mm redüksiyon yapılmıştır. Bukkal kısımda kalan sağlıklı doku miktarı 2.0 mm bukkopalatinal genişliktedir. Pulpa odası tabanı mine-sement bileşimi seviyesinde kabul edilmiştir ve yüksekliği 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Meziyal-oklüzal-distal- palatinal (MODP) kavite şekli

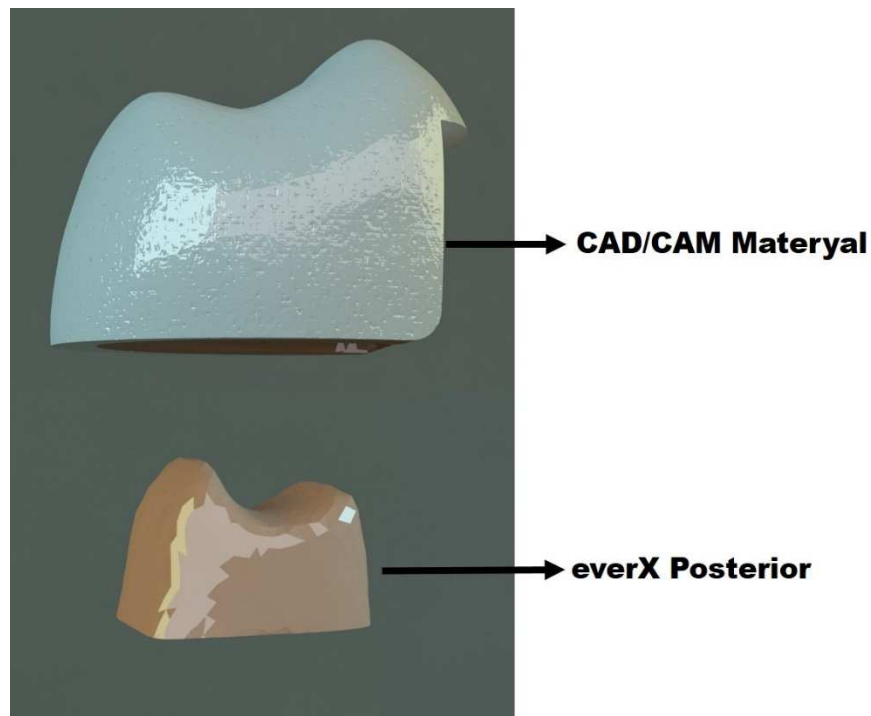
Çalışmada toplam 6 model kullanılmıştır. Bu modellerden ilki kontrol grubu olarak belirlenen sağlıklı iki köklü üst birinci premolar diş, 3 tanesi farklı indirekt yöntemlerle restore edilen MODP kaviteye sahip ET üst birinci premolar diş, 2 tanesi ise direkt yöntemlerle restore edilen MODP kaviteye sahip ET üst birinci premolar diş olarak tasarlanmıştır.

3.1.3. Restorasyonların Modellenmesi

Çalışmada 3 farklı indirekt restorasyon tekniği (Overley, Endokron, Modifiye Endokron); her biri feldspatik CAD/CAM materyal (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), hibrit seramik CAD/CAM materyal (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), nanoseramik CAD/CAM materyal (Lava Ultimate, 3M ESPE, Bad Seefeld, Almanya) olmak üzere 3 farklı CAD/CAM materyali kullanılarak modellenmiştir. Ayrıca 2 farklı direkt restorasyon (Post ile direkt restorasyon, Nayyar teknik ile restorasyon) modellenmiştir. Direkt tekniklerde mine yerine posterior kompozit materyal (G-aenial Posterior, GC Corporation, Tokyo Japonya), dentin yerine ise FGK (everX Posterior, GC, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır.

Overley

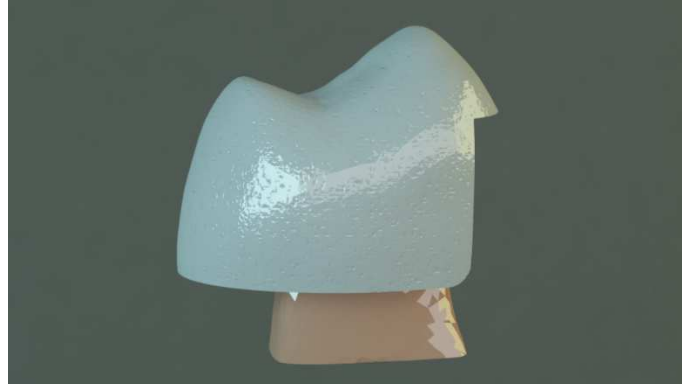
Pulpa odası, FGK ile doldurulmuştur. Pulpa odasında yer alan dentin dokusu ile FGK arasındaki bağlanma 10 μ m kalınlığında adeziv ile sağlanmıştır. Kalan diş dokusu CAD/CAM materyaller kullanılarak indirekt olarak restore edilmiştir. CAD/CAM materyaller ile diş dokusu arasında 50 μ m kalınlığında yapıştırıcı siman kullanılmıştır. Şekil 3.4'te overley restorasyon modelinin ve FGK'in imajı yer almaktadır.



Şekil 3.4. Overley restorasyon imajı

Endokron

Bu modelde pulpa odasından destek alınmıştır. Makromekanik tutuculuk sağlamak için 2 mm yüksekliğindeki pulpa odasından destek alınan modelde CAD/CAM materyaller ile diş dokusu arasında yapıştırma amacıyla 50 μ m siman kullanılmıştır. Şekil 3.5'te endokron restorasyonun imajı yer almaktadır.



Şekil 3.5. Endokron restorasyon imajı

Modifiye Endokron

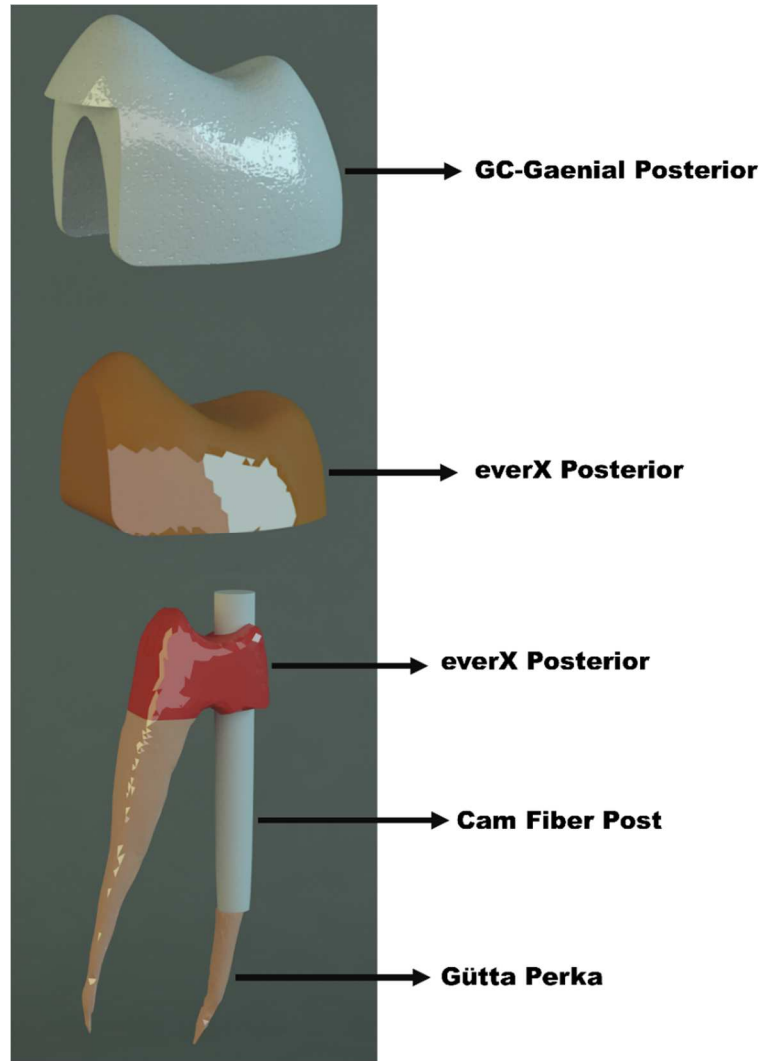
Bu modelde pulpa odasına ek olarak bukkal ve palatinal kök kanallarından da destek alınmıştır. Her iki kanalda 3 mm'lik intraradiküler alanlar modellenmiştir. Böylelikle bu model için 5 mm derinlikte retansiyon alanı oluşturulmuştur. CAD/CAM materyaller ile diş dokuları arasında yapıştırma sağlamak amacıyla 50 μ m kalınlığında yapıştırıcı siman aralığı modellenmiştir. Şekil 3.6'da modifiye endokron modelinin imajı yer almaktadır.



Şekil 3.6. Modifiye endokron restorasyon imajı

Post ile Direkt Restorasyon

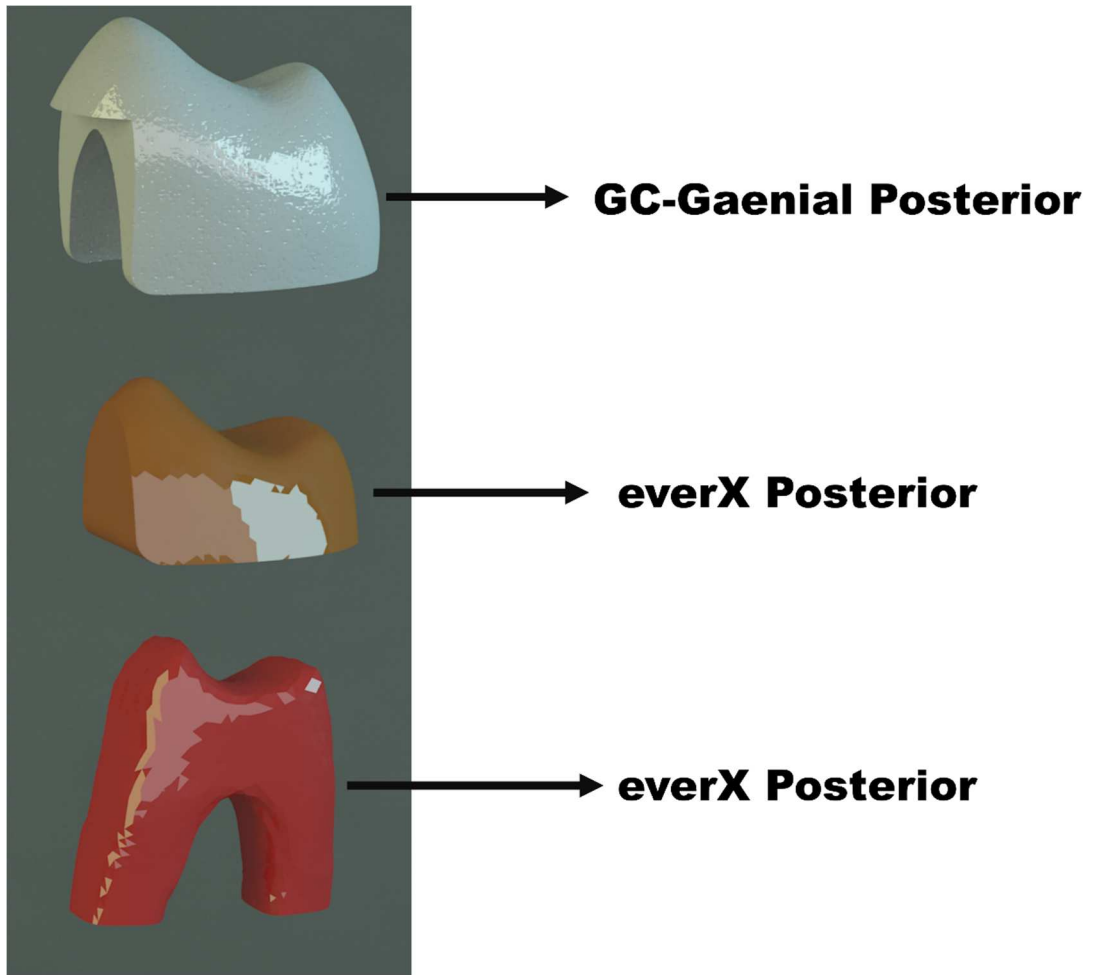
Cam fiberle güçlendirilmiş paralel post materyali, palatinal kanala apikalinde 5 mm gütta perka kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Post ile diş dokusu arasında 50 μ m kalınlığında yapıştırma siman aralığı modellenmiştir. Koronal kısımda dentin yerine kullanılan everX Posterior kor materyali olarak kullanılmış, kalan kısım G-aenial Posterior kompozit materyal ile kaplanmıştır. Kompozit adezyonu için 10 μ m adeziv kullanılmıştır. Şekil 3.7’de mine yerine kullanılan kompozit materyal, dentin yerine kullanılan FGK ve post materyalinin imajı yer almaktadır.



Şekil 3.7. Post ile direkt restorasyon imajı

Nayyar Tekniği ile Direkt Restorasyon

Her iki kanalda açılan 3 mm'lik intraradiküler alanlar FGK kullanılarak doldurulmuştur. Koronal kısımda FGK ile dentin kısmı oluşturulmuş, üzeri GC-aenial Posterior ile kaplanmıştır. Kompozit materyal ile diş dokusu arasında 10 µm adeziv kalınlığı modellenmiştir. Şekil 3.9'da mine yerine kullanılan kompozit materyal, dentin yerine kullanılan ve intraradiküler alanları dolduran FGK imajı yer almaktadır.



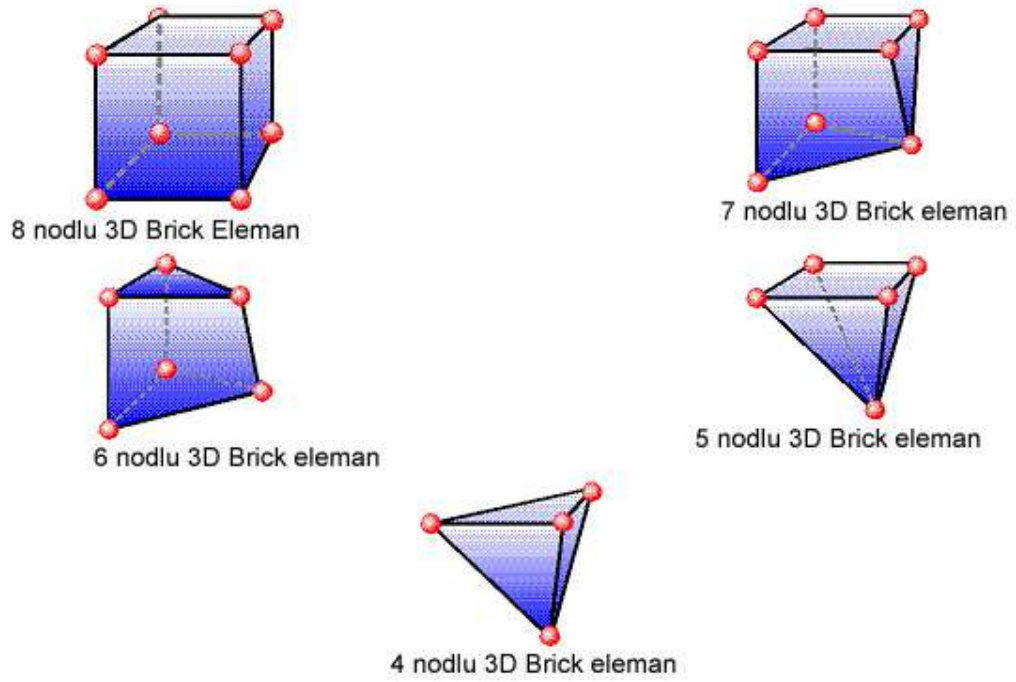
Şekil 3.8. Nayyar tekniği ile direkt restorasyon imajı

Restorasyon modellerinin kısaltmaları Tablo 3.2'de yer almaktadır.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restorasyon modelleri ve kısaltmaları

Restorasyon modeli	Kısaltma
Vitablocks Mark II ile restore edilmiş overley	O-VMII
Vita Enamic ile restore edilmiş overley	O-VE
Lava Ultimate ile restore edilmiş overley	O-LU
Vitablocks Mark II ile restore edilmiş endokron	E-VMII
Vita Enamic ile restore edilmiş endokron	E-VE
Lava Ultimate ile restore edilmiş endokron	E-LU
Vitablocks Mark II ile restore edilmiş modifiye endokron	ME-VMII
Vita Enamic ile restore edilmiş modifiye endokron	ME-VE
Lava Ultimate ile restore edilmiş modifiye endokron	ME-LU
Post ile direkt restorasyon	PDR
Nayyar teknik ile direkt restorasyon	NDR

Rhinoceros’da yapılan modellemeler 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Algor Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.9). Tüm modellerde yer alan materyaller ve dokular lineer, elastik ve homojen kabul edilmiştir.



Şekil 3.9. *Meshleme* işleminde kullanılan eleman tipleri

Modellerin sahip olduğu düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

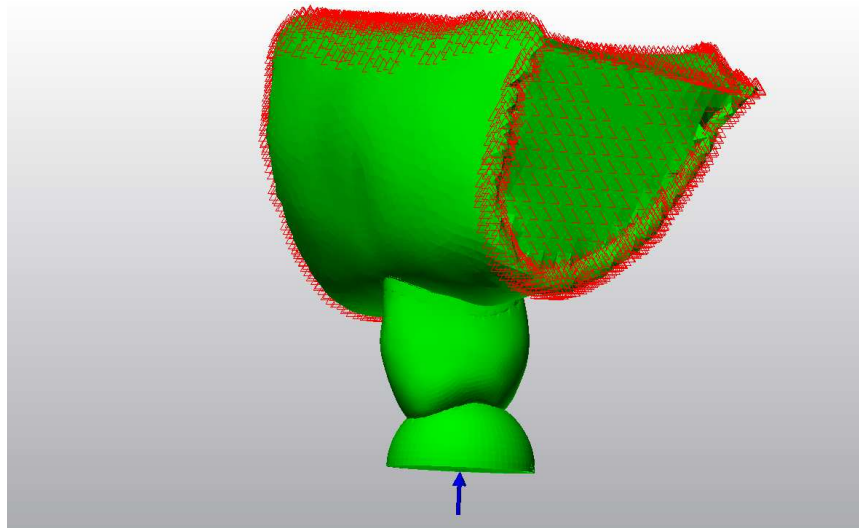
Modeller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Kontrol grubu	52732	281,394
Overley	56142	300,125
Endokron	56142	300,125
Modifiye Endokron	55885	299,891
Post ile direkt restorasyon	59625	315,834
Nayyar teknik ile direkt restorasyon	59608	323,881

3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlanırının tanımlanması gerekmektedir.

Tüm modeller kemiğin üst, arka ve yan taraflarından sıfır serbestlik derecesi verilerek sabitlenmiştir.

Her bir modelde okluzal kuvvetler, çapı 8.6 mm olan yarım daire şekilde sert “gıda parçası” vasıtasıyla 100 N kuvvet olacak şekilde uygulanmıştır. (Şekil 3.10)



Şekil 3.10. “Gıda parçası” oklüzal yükleme

3.3. Sonuçların Yorumlanması

Çalışmada 6 modelde, 1 senaryoda, toplam 13 farklı sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir. Mine dokusunda, dentin dokusunda ve restoratif materyallerde von Mises, maksimum asal stres ve minimum asal stres analizleri değerlendirilmiştir. Diş dokularında ve restoratif materyallerde oluşan en yüksek stres değerleri dikkate alınmıştır. Stres yoğunluğu dağılımları kontrol grubu ile ve

modeller arası değerlendirilmiştir. Referans alınan noktalardaki stres değerleri komşu 9 noktadaki streslerin aritmetik ortalaması hesaplanarak belirlenmiştir.

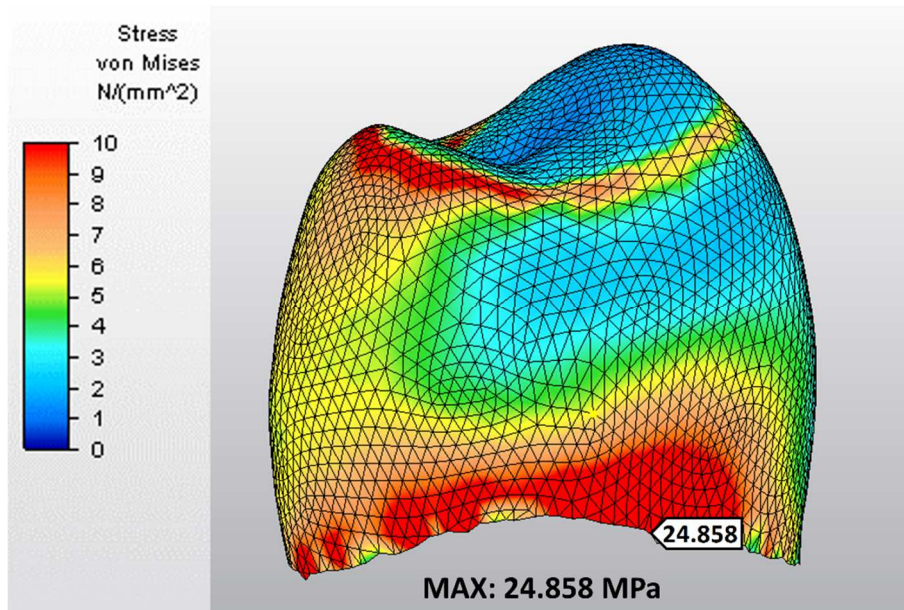
Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin, stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Bu amaçla çalışmamızda diş dokuları ve restoratif materyaller oluşan stres değerleri *Megapascal* (MPa) cinsinden verilmiş ve stres dağılımlarını kantitatif olarak değerlendirmek için üzerinde stres değerleri yer alan renk skalalarından yararlanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Mine Dokusunda Oluşan Stres Bulguları

4.1.1. Mine Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Sağlıklı üst birinci premolar diş modelinde mine dokusunda biriken maksimum stres değeri 24.858 MPa'dır. Stres dağılımı dişin servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. İkincil stres yoğun bölge ise, okluzal yüzeyin palatinal kısmındadır. Şekil 4.1'de kontrol grubu olan sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.

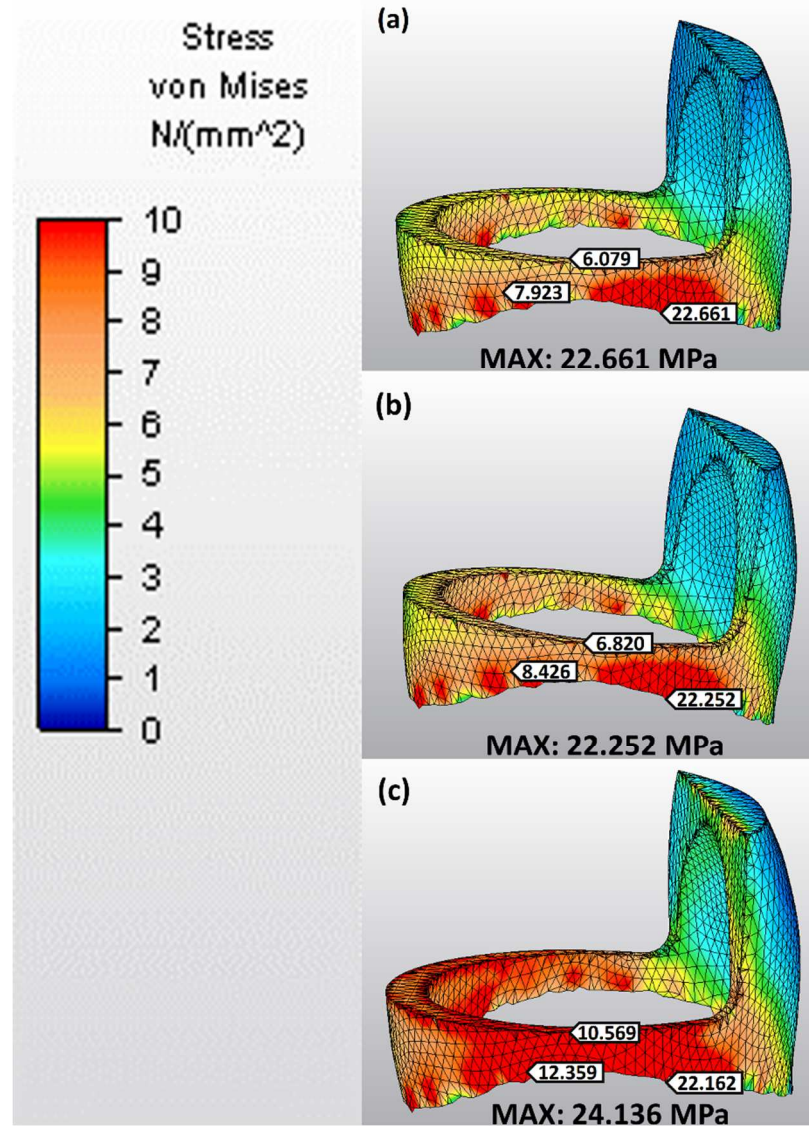


Şekil 4.1. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri

3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen overley modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

VMII ile restore edilen overleyde maksimum stres miktarı 22.661 MPa, VE ile restore edilen overleyde maksimum stres miktarı 22.252 MPa ve LU ile restore edilen overleyde maksimum stres miktarı 24.136 MPa'dır. Sağlıklı diş modeli referans alındığında VMII ve VE ile restore edilen modellerin aynı düğümde

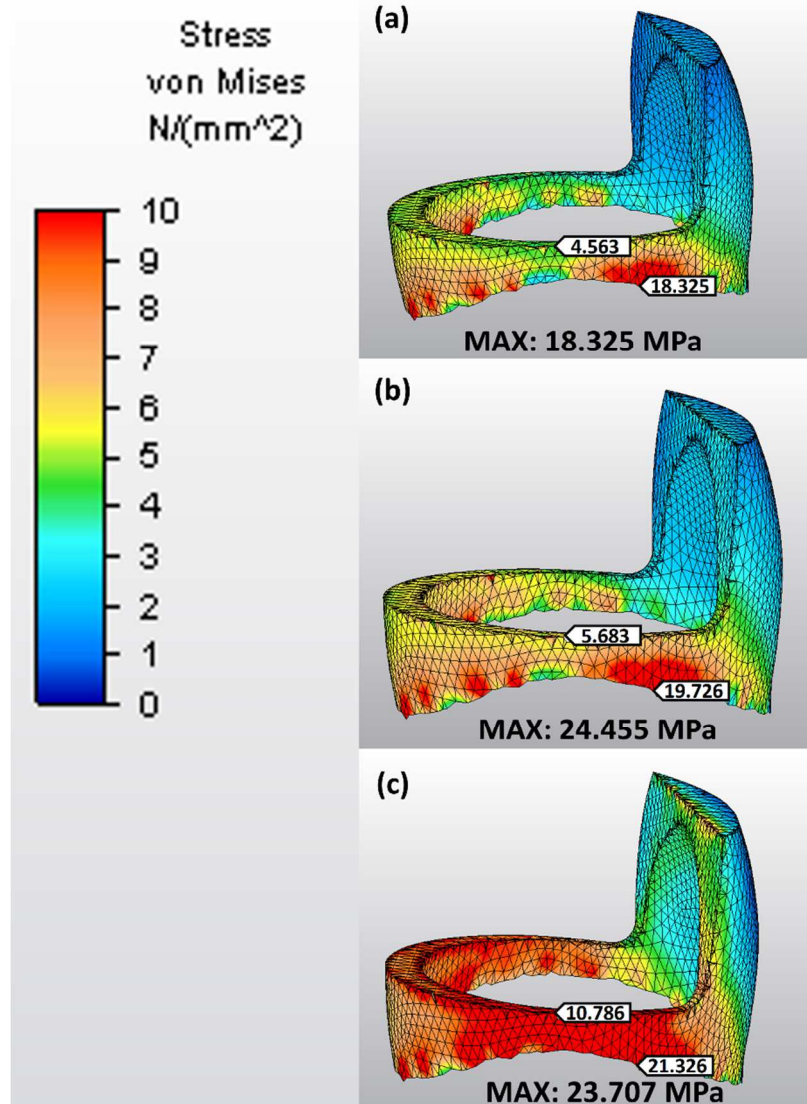
maksimum değere sahip olduğu gözlenmektedir. Stress dağılımına bakıldığında tüm modellerde servikal bölgede en fazla yoğunlaşma gözlenmiştir. Şekil 4.2’de overley modelde meydana gelen stres dağılımları ve değerleri gözlenmektedir.



Şekil 4.2. Overlay modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri
(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen endokron modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

Modeller arası en fazla stres birikimi 24.455 MPa ile VE ile restore edilen endokron modelde olmuştur. LU ile restore edilen endokron modelde maksimum stres miktarı 23.707 MPa, VMII ile restore edilen endokron modelde ise 18.325 MPa'dır. Sağlıklı diş modeli referans alındığında VMII ile restore edilen endokron modelin aynı düğümde maksimum değere sahip olduğu gözlenmektedir. Stres yoğunluğu her 3 modelde de en fazla servikal bölgede yer almaktadır. Şekil 4.3'de endokron modelde meydana gelen stres dağılımları ve değerleri gözlenmektedir.

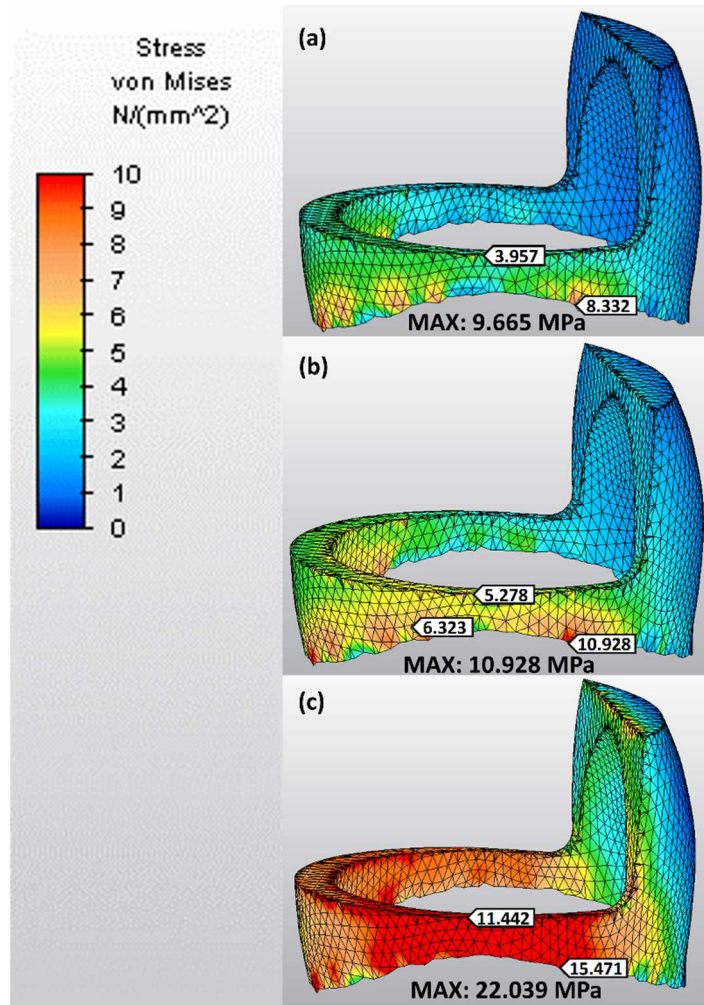


Şekil 4.3. Endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri

(a: E-VMII, b: E-VE, c: E-LU)

3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen modifiye endokron modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

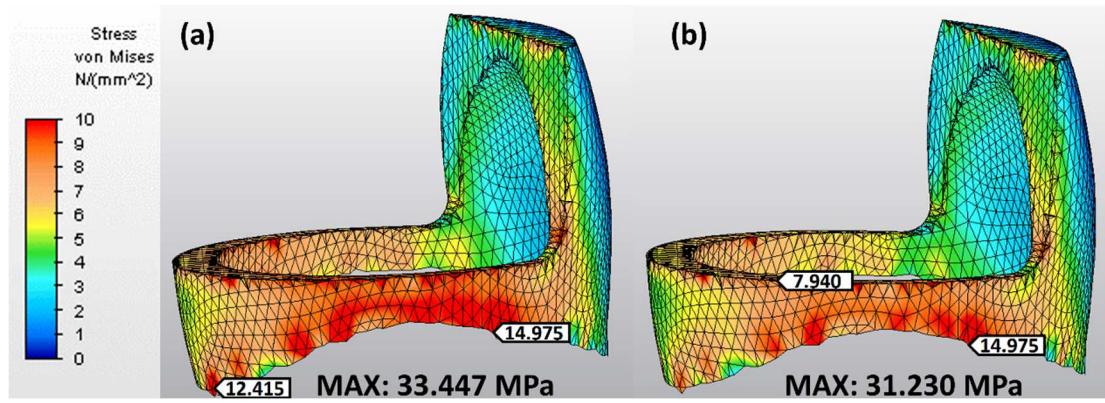
Materyaller arası maksimum von Mises stres birikimi sırasıyla VMII ile restore edilen modifiye endokron modelde 9.665 MPa, VE ile restore edilen modelde 10.928 MPa ve LU ile restore edilen modelde 22.039 MPa'dır. Sağlıklı diş modeli referans alındığında VE ile restore edilen modelin aynı düğümde maksimum değere sahip olduğu gözlenmektedir. Stres yoğunluğu tüm modellerde en fazla servikal bölgede yer almaktadır. Şekil 4.4'te modifiye endokron modelde stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Modifiye endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri
(a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

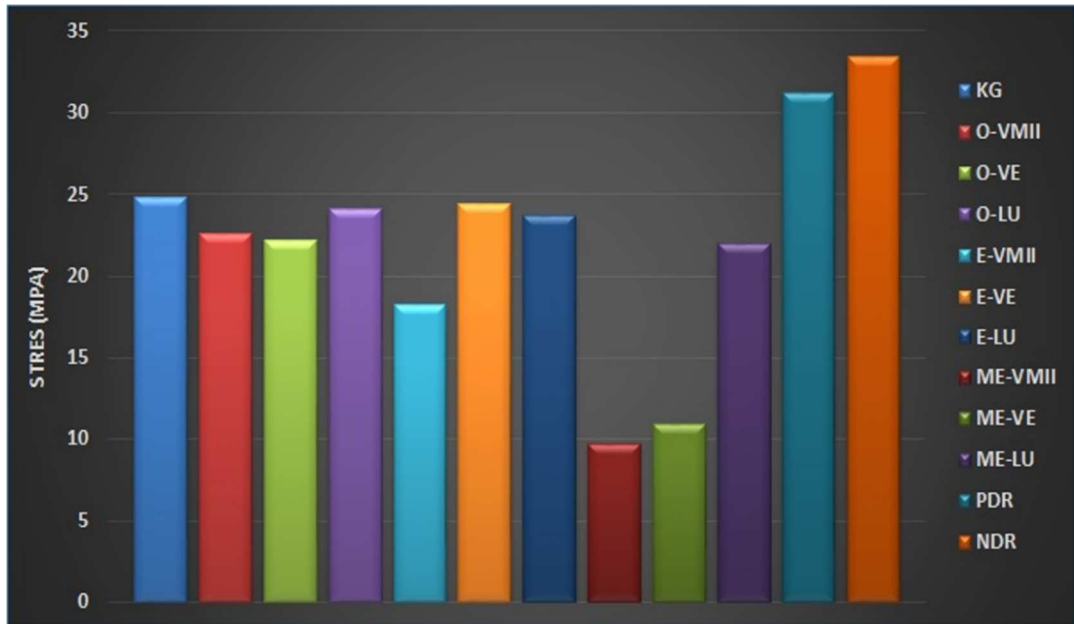
Direkt yöntemlerde restore edilen modellerde stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri şöyledir;

PDR modelinde maksimum stres miktarı 31.230 MPa'dır. NDR modelde ise maksimum 33.447 MPa stress birikimi olmuştur. Sağlam diş modelinde maksimum stresin bulunduğu düğüm ile her iki modelde yer alan düğüm farklılık gösterirken stres dağılımı servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Şekil 4.5'te modellerin von Mises stres miktarları ve dağılımı yer almaktadır.



Şekil 4.5. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

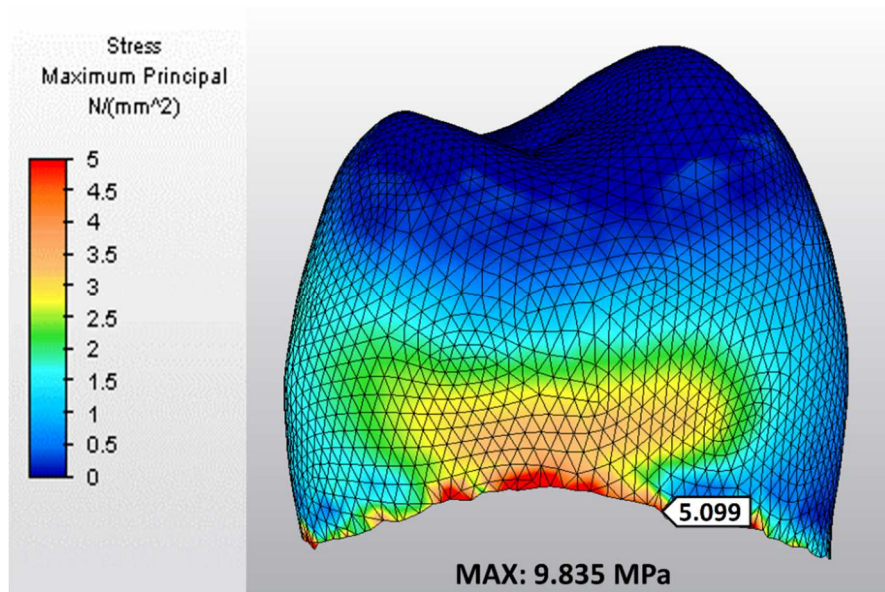
Şekil 4.6'da mine dokusunda oluşan en yüksek von Mises streslerinin modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Mine dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

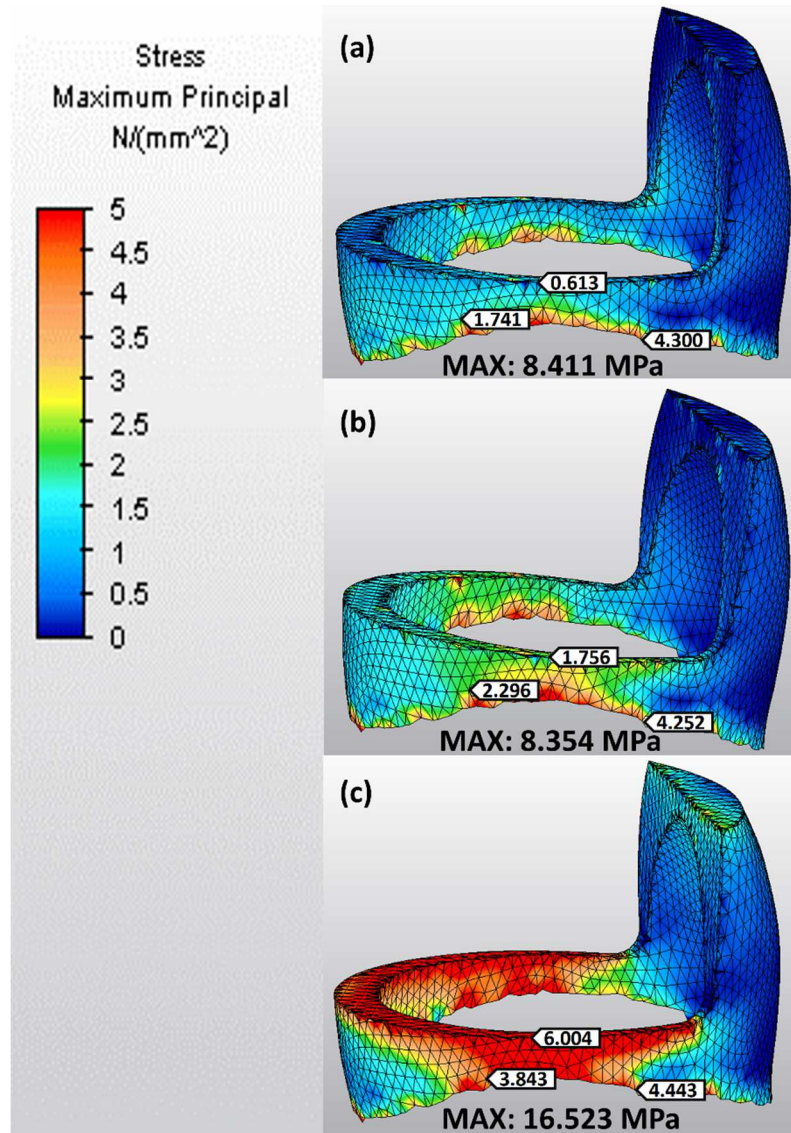
4.1.2. Mine Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

Kontrol grubunda mine dokusundaki en yüksek maksimum asal stres değeri 9.835 MPa'dır. Stres dağılımı yoğunluğu en fazla servikal bölgededir. Şekil 4.7'de kontrol grubunda oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri

Overley modelde en fazla stres birikimi LU ile restore edilen modelde (16.523 MPa), daha sonra VMII ile restore edilen modelde (8.411 MPa), en az VE ile restore edilen modelde (8.354 MPa) gözlenmiştir. Tüm modellerde stres yoğunluğu kontrol grubunda olduğu gibi servikal bölgede izlenmiştir. Şekil 4.8’de overley modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.

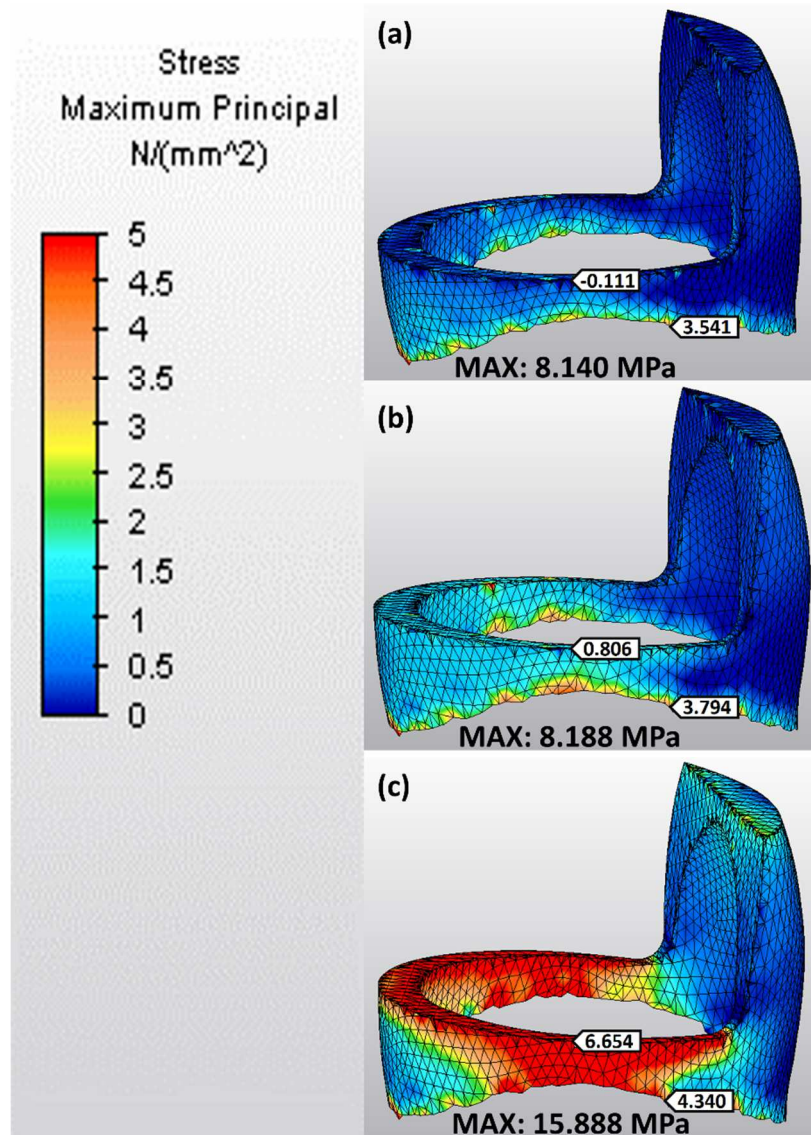


Şekil 4.8. Overley modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri

(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen endokron modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

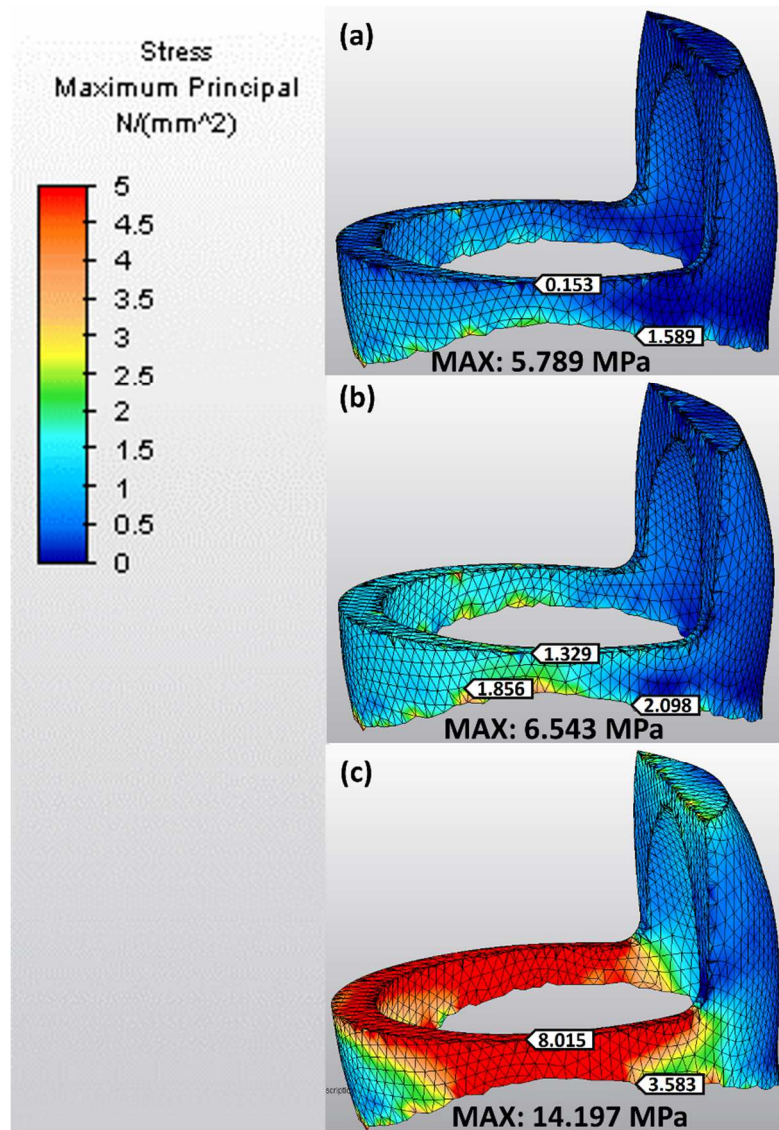
LU ile restore edilen endokron modelde 15.888 MPa, VE ile restore edilen modelde 8.188 MPa ve VMII ile restore edilen modelde 8.140 MPa stres birikimi gözlenmiştir. Stres yoğunluğu servikal bölgede en fazladır. Şekil 4.9'da endokron modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: E-VMII, b: E-VE, c: E-LU)

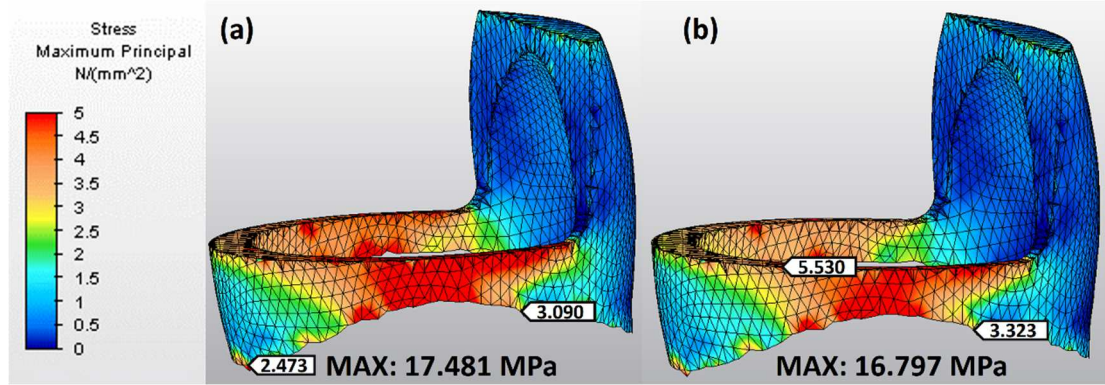
3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen modifiye endokron modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

Tüm modeller arasında en az stres değerine sahip olan VMII ile restore edilen modifiye endokron modelde 5.789 MPa, VE ile restore edilen modelde 6.543 MPa ve LU ile restore edilen modelde 14.197 MPa stres birikimi olmuştur. Şekil 4.10'da modifiye endokron modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



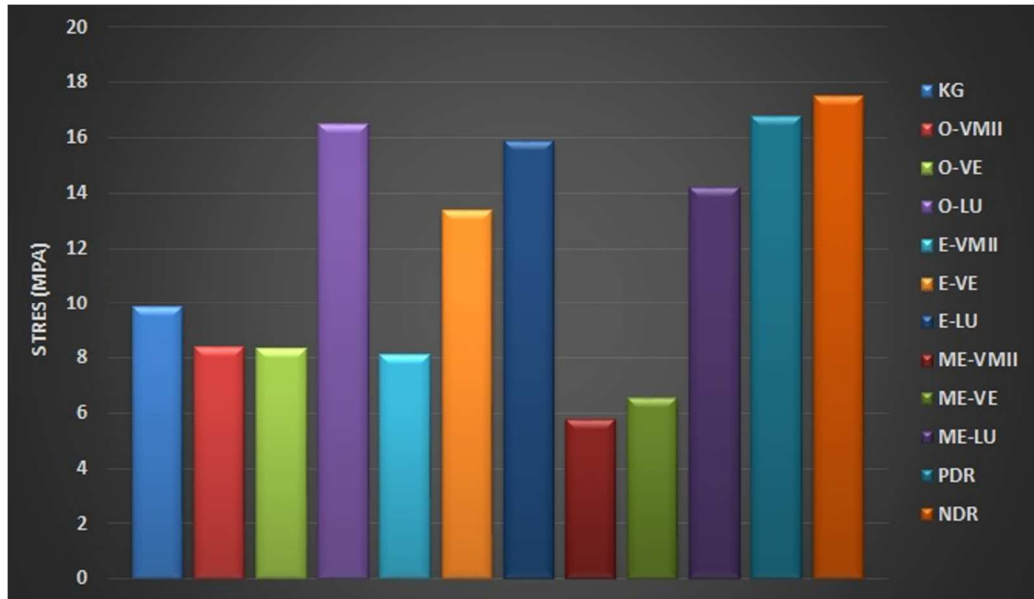
Şekil 4.10. Modifiye endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

En fazla stres birikimi direkt olarak restore edilen modellerde görülmüştür. PDR 16.797 MPa ve NDR 17.481 MPa stres değerine sahiptir. Stres yoğunluğu en fazla servikal bölgede görülmüştür. Şekil 4.11’de direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

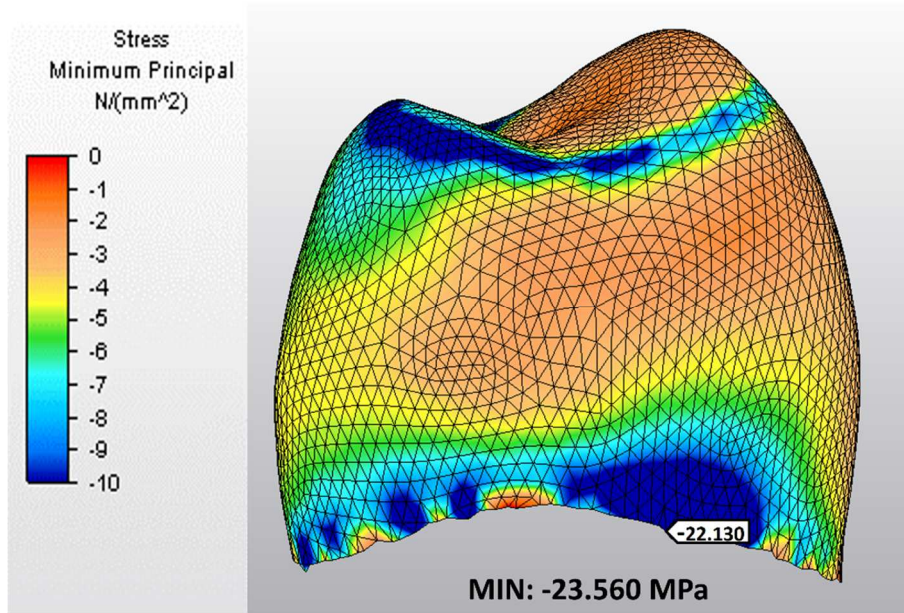
Şekil 4.12’de modeller arası maksimum asal stres değerleri ve ilişkisi yer almaktadır.



Şekil 4.12. Mine dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

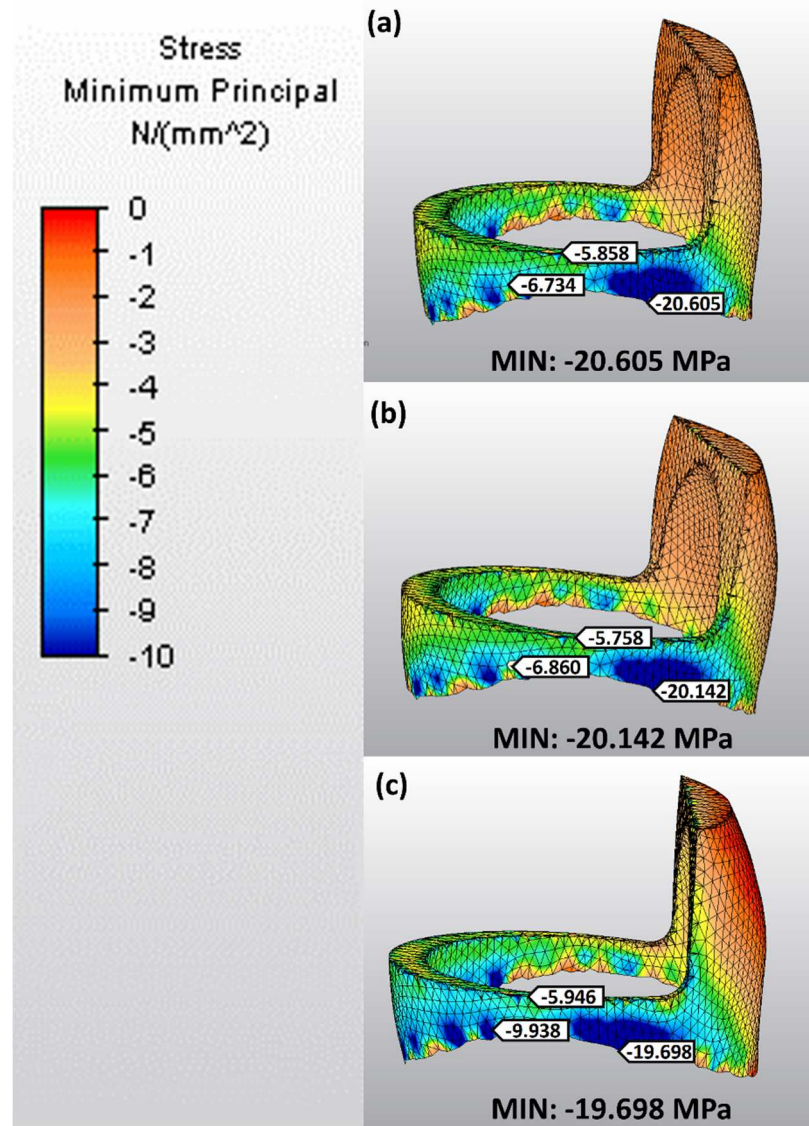
4.1.3. Mine Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

Tüm modeller arasında en yüksek minimum asal stres değeri kontrol grubunda gözlenmiştir (-23.560 MPa). En yoğun stres minenin servikal bölgesinde izlenmiştir. İkincil stres birikimi bölgesi ise okluzal yüzeyin palatinal kısmındadır. Şekil 4.13'de kontrol grubu olan sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



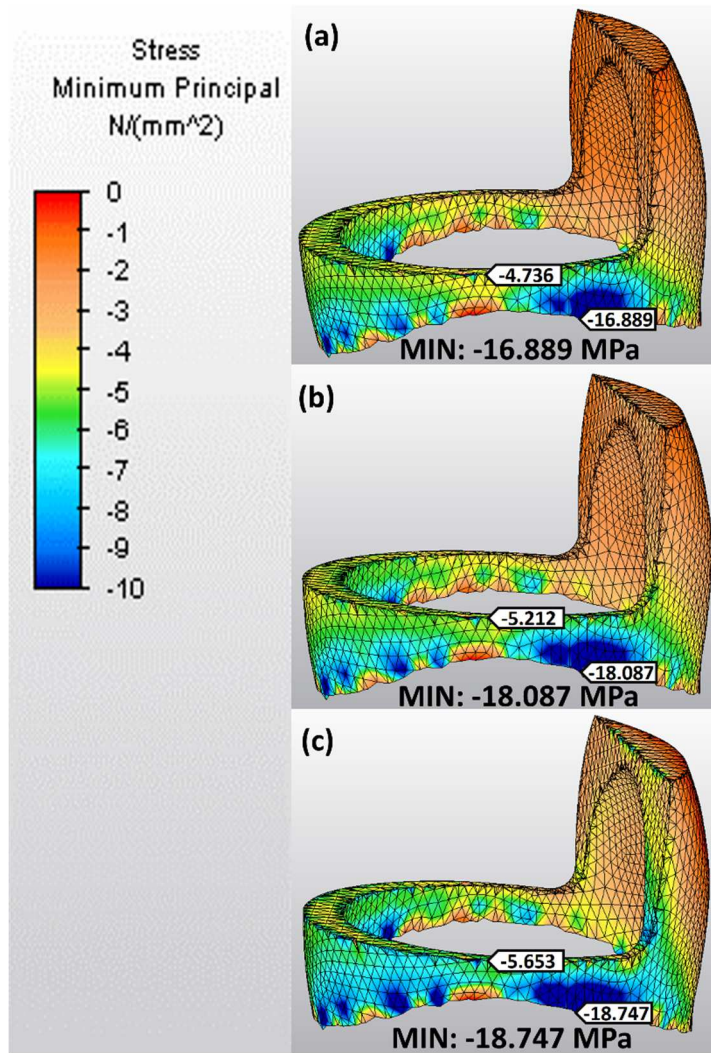
Şekil 4.13. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılımı ve değerleri

Overley modelde CAD/CAM materyaller arası stres değerinde benzerlik gözlenmiştir. VMII ile restore edilen modelde -20.605 MPa, VE ile restore edilen modelde -20.142 MPa, LU ile restore edilen modelde ise -19.698 MPa stres birikimi olmuştur. Kontrol grubu referans alındığında maksimum değer tüm modellerde aynı düğümde olduğu gözlenmiştir. Tüm modellerde en yoğun stres servikal bölgede birikmiştir. Şekil 4.14'te overley modelde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Overlay modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

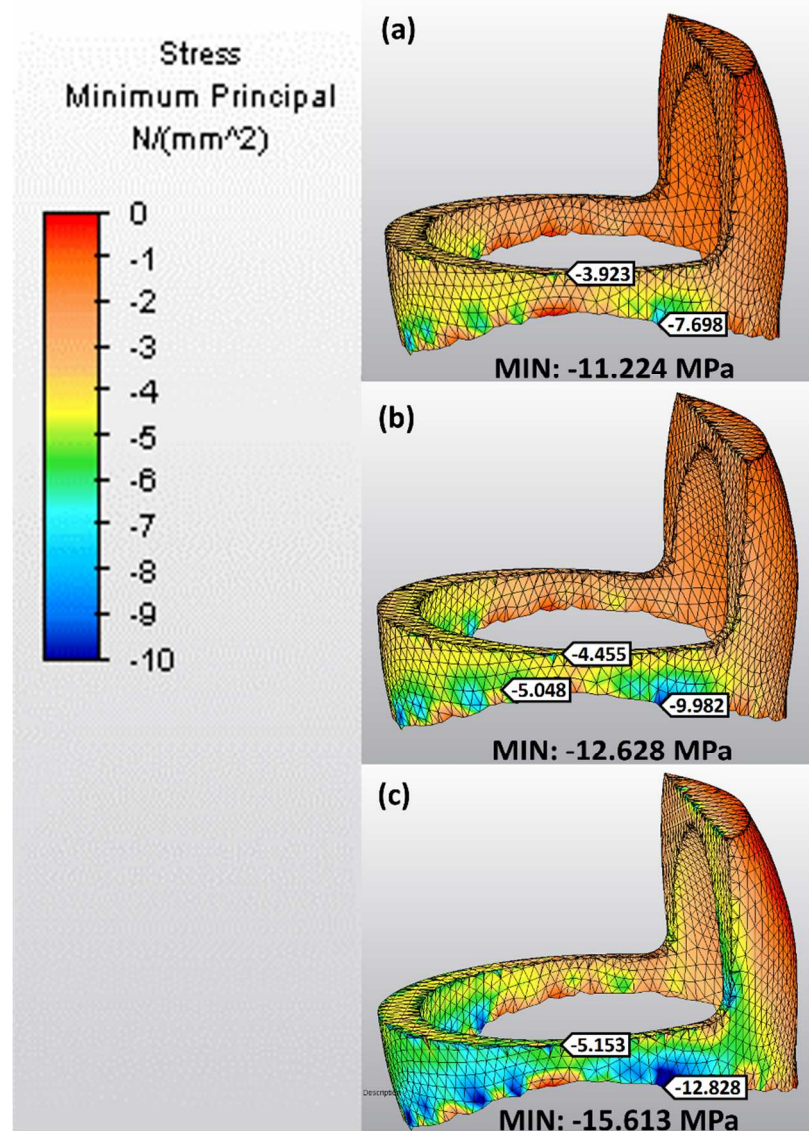
Endokron modelde en yüksek değer VE ile restore edilen modelde (-18.087 MPa) gözlenmiştir. LU ile restore edilen endokron modelde stres değeri -18.747 MPa, VMII ile restore edilen modelde ise -16.889 MPa'dır. Stres birikimi en yoğun servikal bölgede gözlenmiştir. Tüm modellerde maksimum stres değeri kontrol grubu ile aynı düğümde meydana gelmiştir. Şekil 4.15'te endokron modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: E-VMII, b: E-VE, c: E-LU)

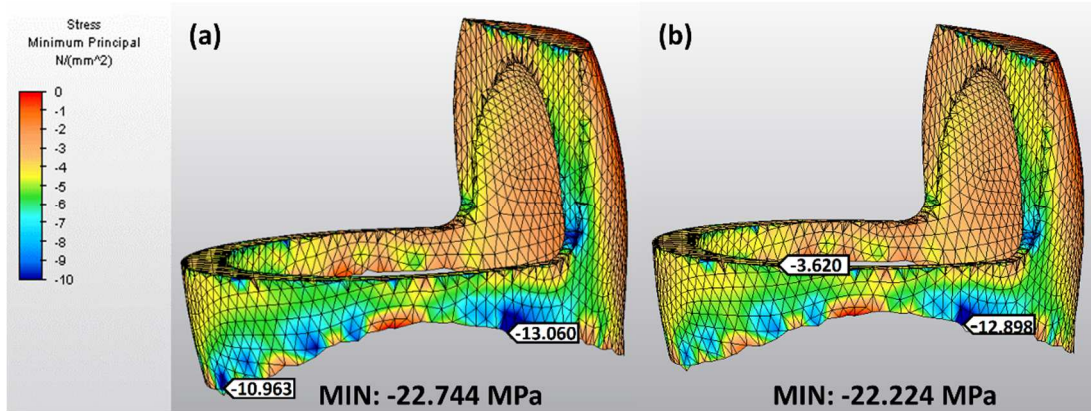
3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen modifiye endokon modellerde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

Tüm modeller arasında en düşük stres değerine sahip model -11.224 MPa ile VMII ile restore edilmiş modifiye endokron modeldir. VE ile restore edilmiş modifiye endokron model -12.628 MPa ile ikinci en düşük stres değerine sahip modeldir. LU ile restore edilen modelde ise stres değeri -15.613 MPa'dır. Şekil 4.16'da modifiye endokron modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



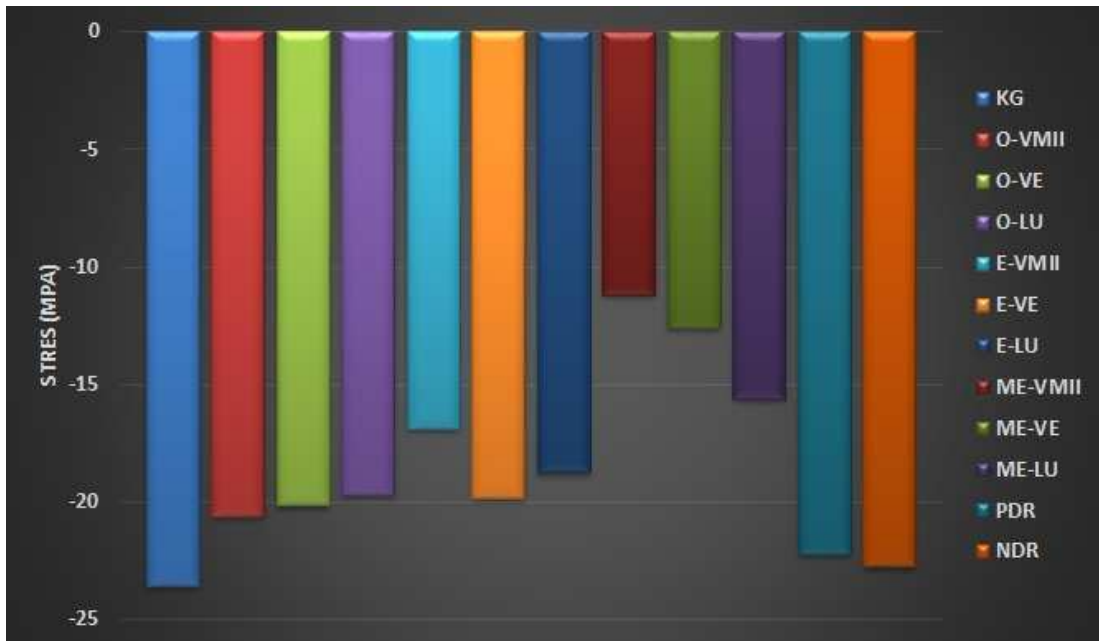
Şekil 4.16. Modifiye endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

Direkt yöntemle restore edilen modellerde biriken stres değerleri benzer bulunmuştur. PDR -22.224 MPa, NDR ise -22.744 MPa stres değerine sahiptir. En yoğun stres birikimi servikal bölgede gözlenmiştir. Şekil 4.17’de direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

Şekil 4.18’de modeller arası minimum asal stres değerleri ve ilişkisi yer almaktadır.

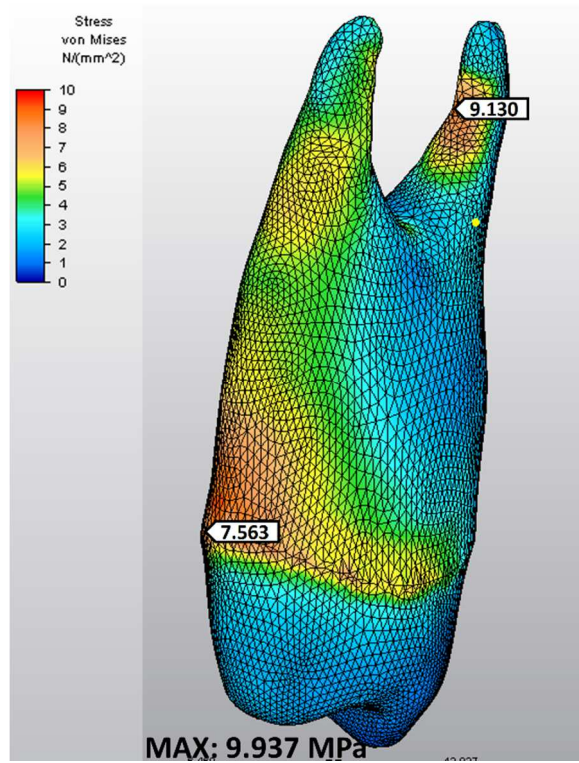


Şekil 4.18. Mine dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

4.2. Dentin Dokusunda Oluşan Stres Bulguları

4.2.1. Dentin Dokusunda Oluşan von Mises Stres Bulguları

Kontrol grubunda dentin dokusunda biriken stres miktarı 9.937 MPa olarak bulunmuştur. Stres yoğunluğunun en fazla olduğu alan bukkal kökün palatinalindeki apikal üçlü bölgesidir. İkincil stres yoğun bölge kökün palatinal kısmında yer almaktadır. Bu bölgedeki stres miktarı 7.563 MPa'dır. Sağlıklı diş modelinde oluşan stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.19'da gösterilmiştir.

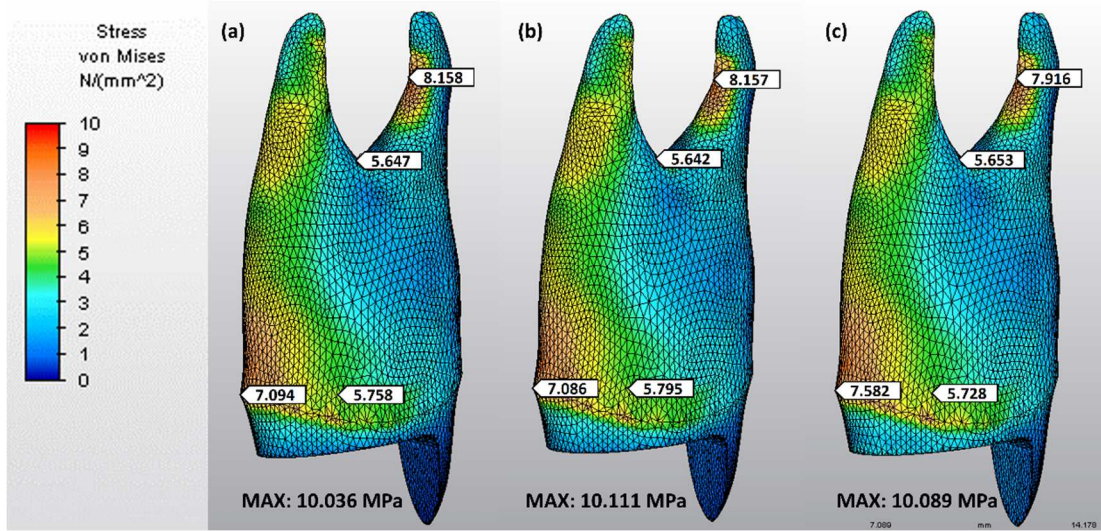


Şekil 4.19. Kontrol grubunda oluşan von Mises stres dağılımı ve değerleri

3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilen overley modelde materyallere göre stres miktarları ve dağılımı şu şekildedir;

VMII ile restore edilen overley modelde maksimum stres miktarı 10.036 MPa, VE ile restore edilen modelde 10.111 ve LU ile restore edilen modelde 10.089

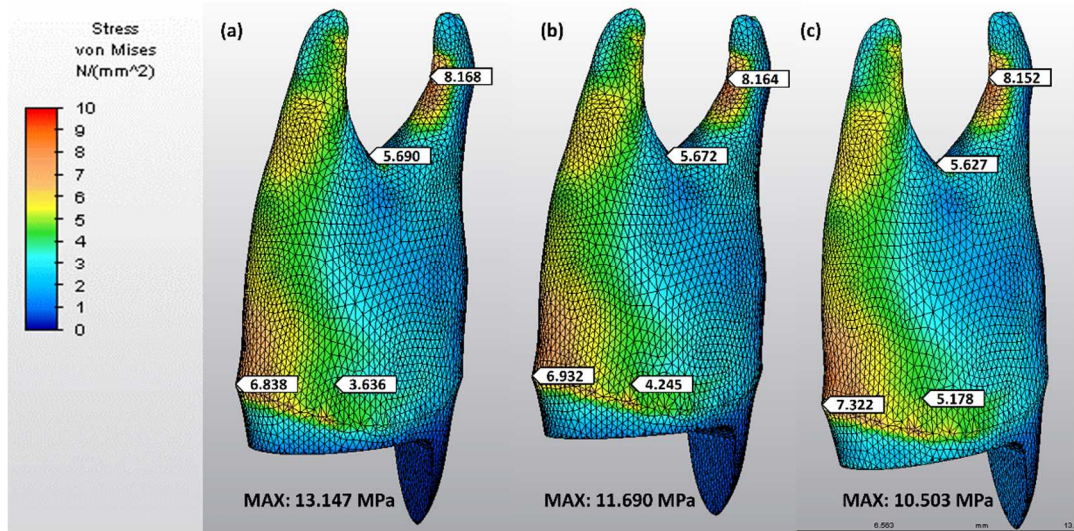
MPa'dır. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında modellerin benzer stres dağılımına sahip oldukları gözlenmektedir. Overlay modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.20'de gösterilmiştir.



Şekil 4.20. Overlay modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri

(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

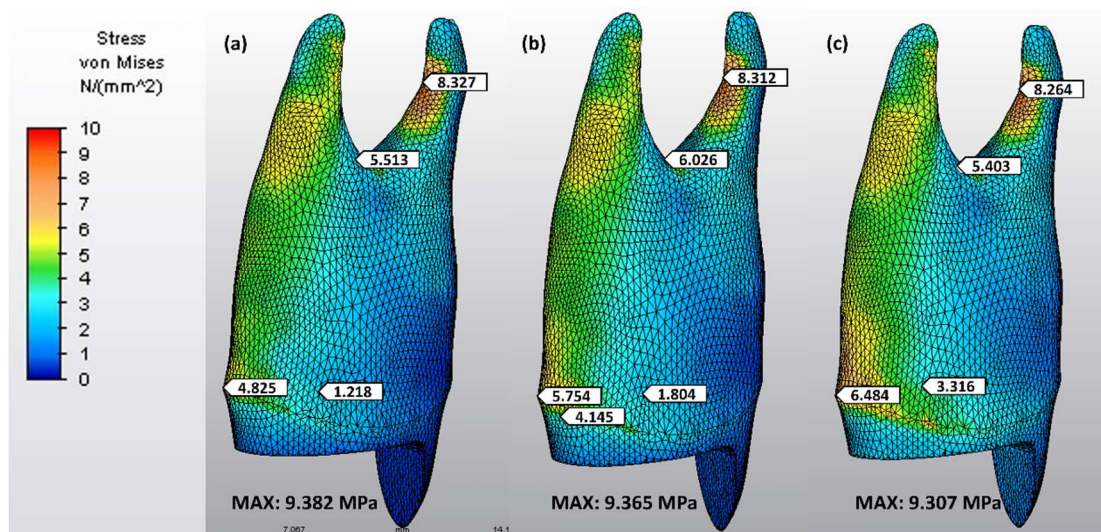
Endokron modeller arasında en yüksek değere sahip model VMII ile restore edilen modeldir (13.147 MPa). VE ile restore edilen model 11.690 MPa stres değerine, LU ile restore edilen model 10.503 MPa stres değerine sahiptir. Modeller kontrol grubu ile benzer stres dağılımı göstermektedir. Endokron modelde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri Şekil 4.21'de yer almaktadır.



Şekil 4.21. Endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri

(a: EVMII, b: E-VE, c: E-LU)

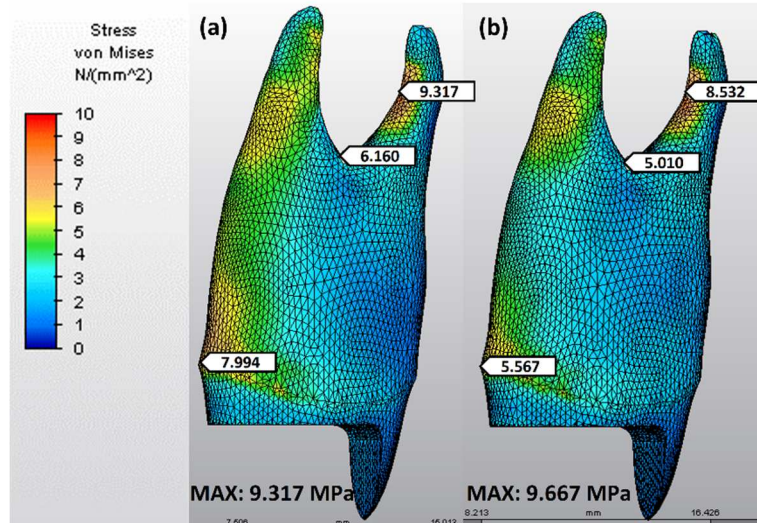
ME modellerin stres değerleri benzer bulunmuştur. VMII ile restore edilen model 9.382 MPa, VE ile restore edilen model 9.365 MPa, LU ile restore edilen model ise 9.307 MPa stres değerine sahiptir. Kontrol grubu ile modeller arasında benzer stres dağılımı gözlenmiştir. Şekil 4.22’de modifiye endokron modelde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.22. Modifiye endokron modelde oluşan von Mises stres dağılımları ve

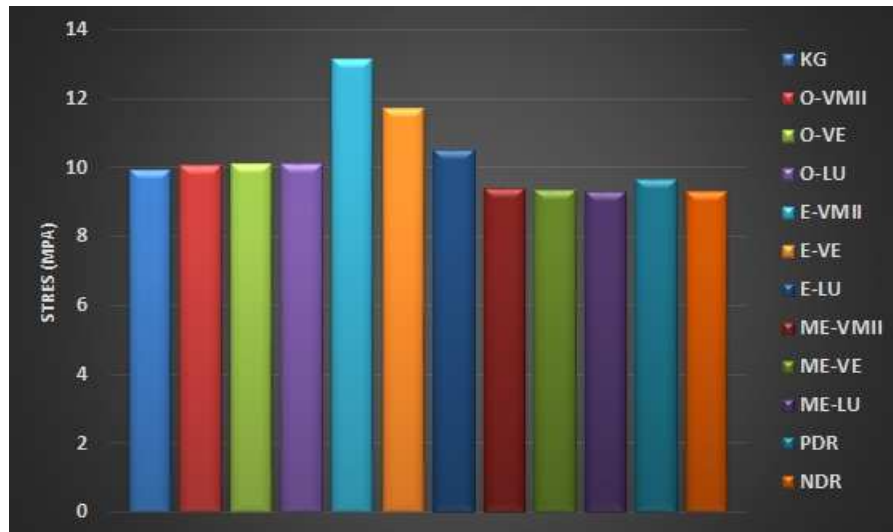
değerleri (a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

Direkt yöntemle restore edilen modellerde stres değerleri PDR için 9.667 MPa, NDR için 9.317 MPa'dır. Stres dağılımları kontrol grubu ile benzerlik göstermektedir. Şekil 4.23'te direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmektedir.



Şekil 4.23. Direkt yöntemle restore edilen modellerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

Şekil 4.24'te kalan dentin dokusunda maksimum von Mises stres değerlerinin modeller arası ilişkisi yer almaktadır.



Şekil 4.24. Dentin dokusunda oluşan von Mises stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

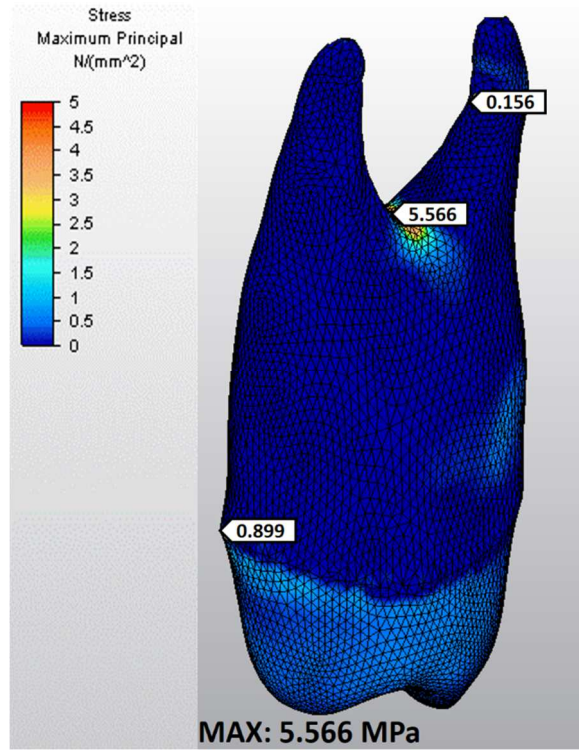
4.2.2. Dentin Dokusunda Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

Çalışmada yer alan tüm modellere ait stres değerleri benzer bulunmuştur. En yüksek değer 5.743 MPa ile VMII ile restore edilen modifiye endokron, en düşük değer ise 5.227 MPa stres değeri ile LU ile restore edilen overley modeldir. Tablo 4.1’de modellerde meydana gelen en yüksek maksimum asal stres değerleri gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Modellerde dentin dokusunda meydana gelen en yüksek maksimum asal stresleri

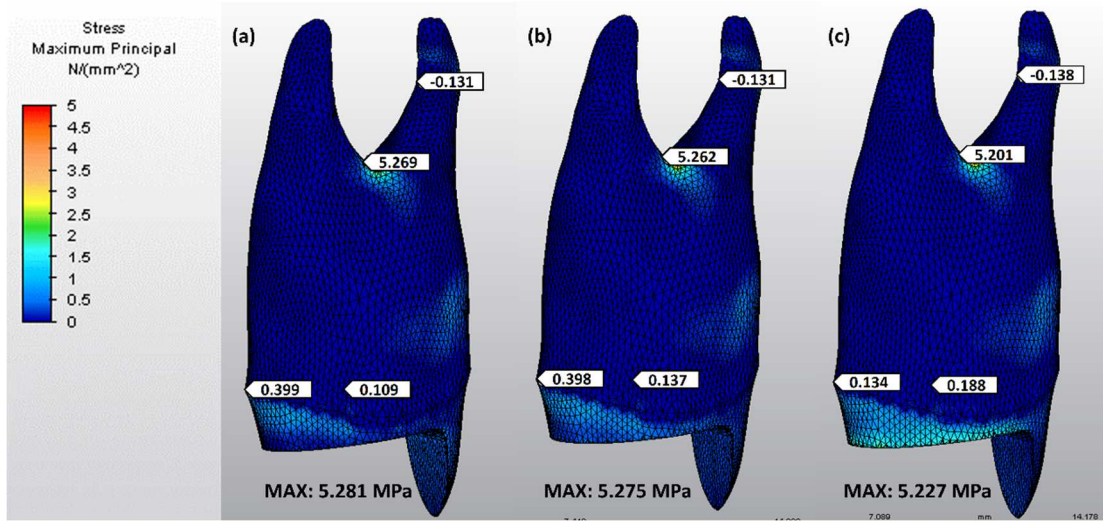
Modeller	Maksimum Asal Stres (MPa)
Kontrol grubu	5.566
O-VMII	5.281
O-VE	5.275
O-LU	5.227
E-VMII	5.328
E-VE	5.308
E-LU	5.258
ME-VMII	5.743
ME-VE	5.720
ME-LU	5.594
PDR	5.704
NDR	5.581

Çalışmada yer alan tüm modellerde stres dağılımı kontrol grubu ile benzer olup, furkal bölgede yoğun stres birikimi gözlenmiştir. Şekil 4.25’de kontrol grubunda yer alan stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



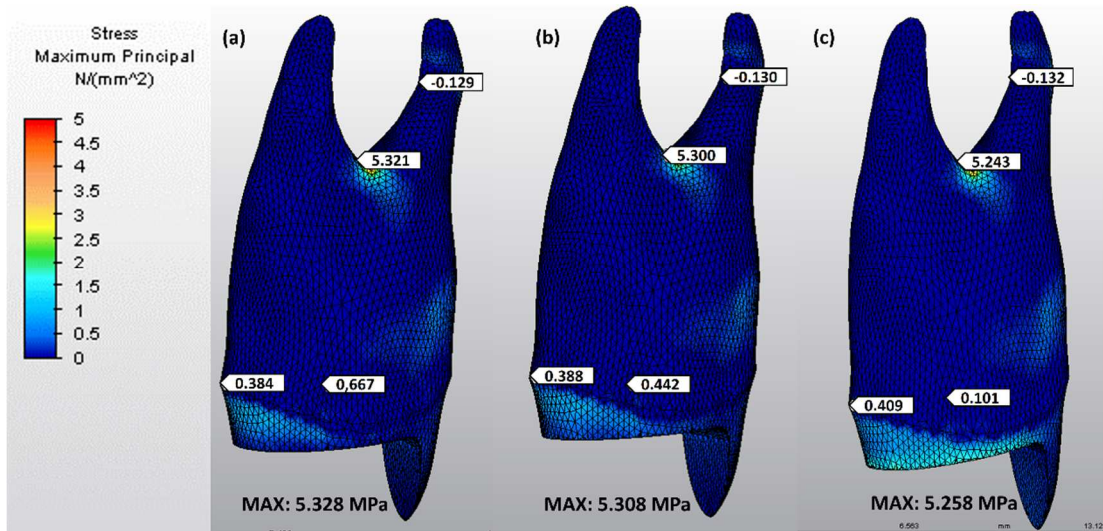
Şekil 4.25. Kontrol grubunda oluşan maksimum asal stres dağılımı ve değerleri

Şekil 4.26’da overley modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



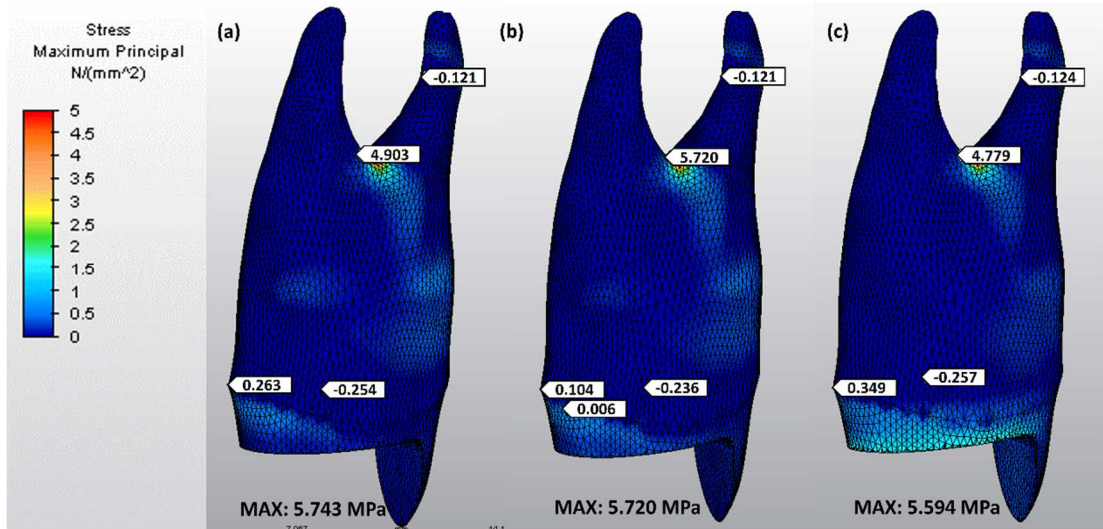
Şekil 4.26. Overlay modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

Şekil 4.27’de endokron modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı gösterilmiştir.



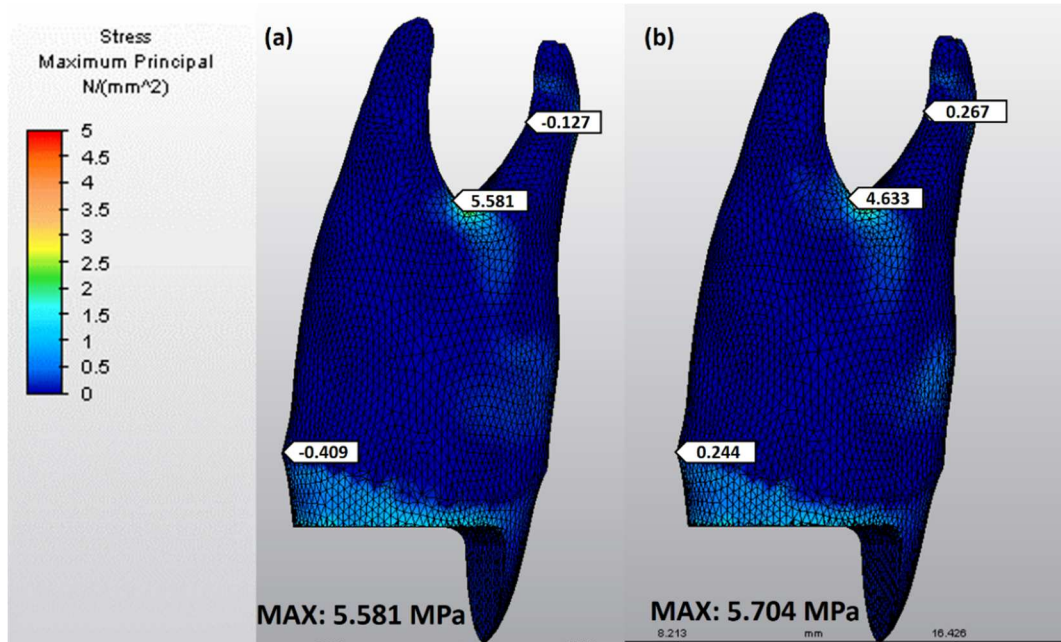
Şekil 4.27. Endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: E-VMII, b: E-VE, c: E-LU)

Şekil 4.28’de modifiye endokron modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



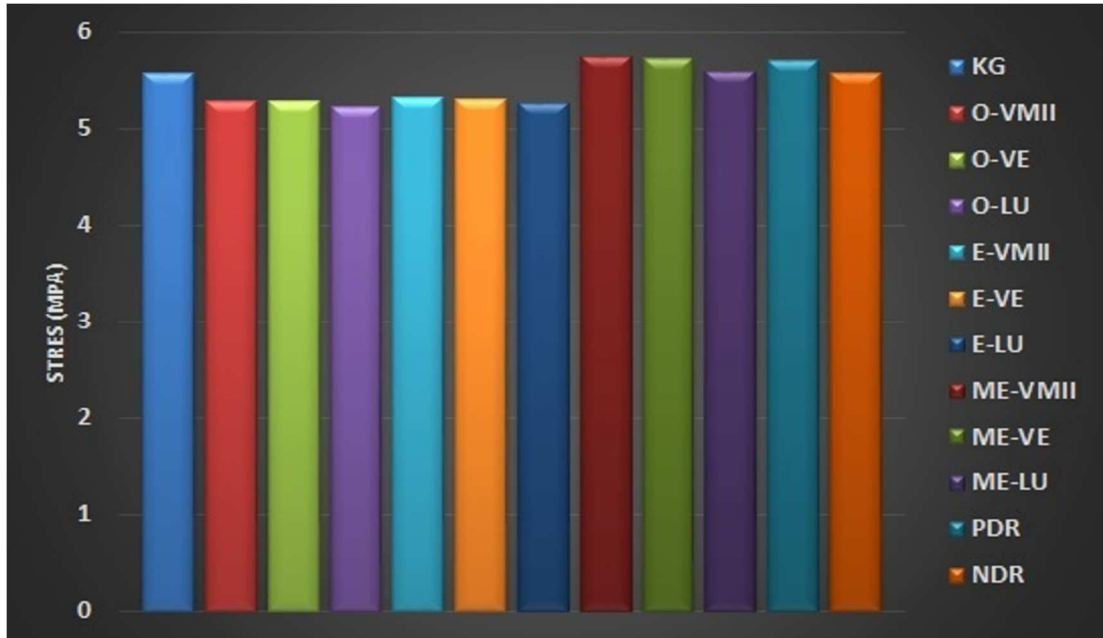
Şekil 4.28. Modifiye endokron modelde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

Şekil 4.29'da direkt yöntemlerle restore edilen modellerde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.29. Direkt yöntemlerle restore edilen modellerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

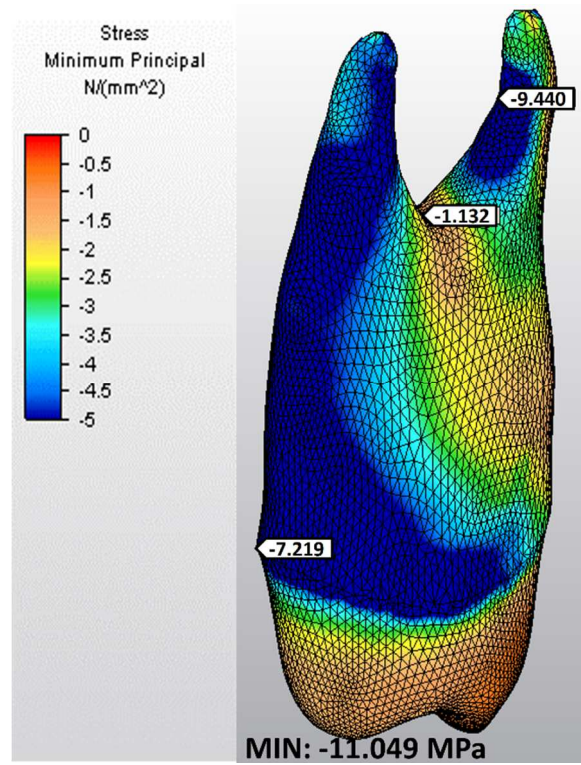
Şekil 4.30'da modeller arası en yüksek maksimum asal stres değerleri ve ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.30. Dentin dokusunda oluşan maksimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi.

4.2.3. Dentin Dokusunda Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

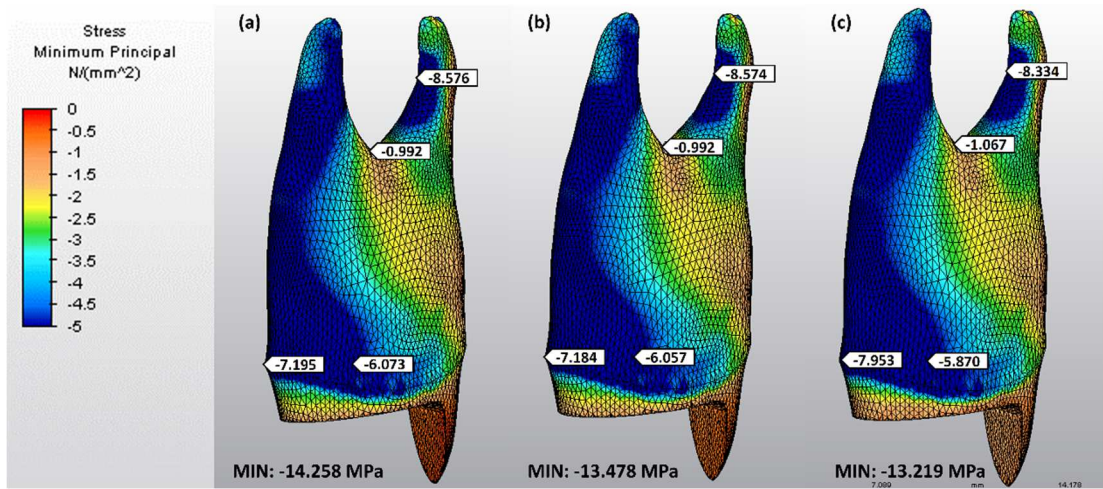
Kontrol grubunda biriken en yüksek minimum asal stres değeri -11.049 MPa'dır. Bukkal kökün apikali ve palatinal kökün palatinal kısmında yoğun stres birikimi gözlenmiştir. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres yoğunluğu dağılımı Şekil 4.31'de gösterilmektedir.



Şekil 4.31. Kontrol grubunda oluşan minimum asal stres dağılım ve değerleri

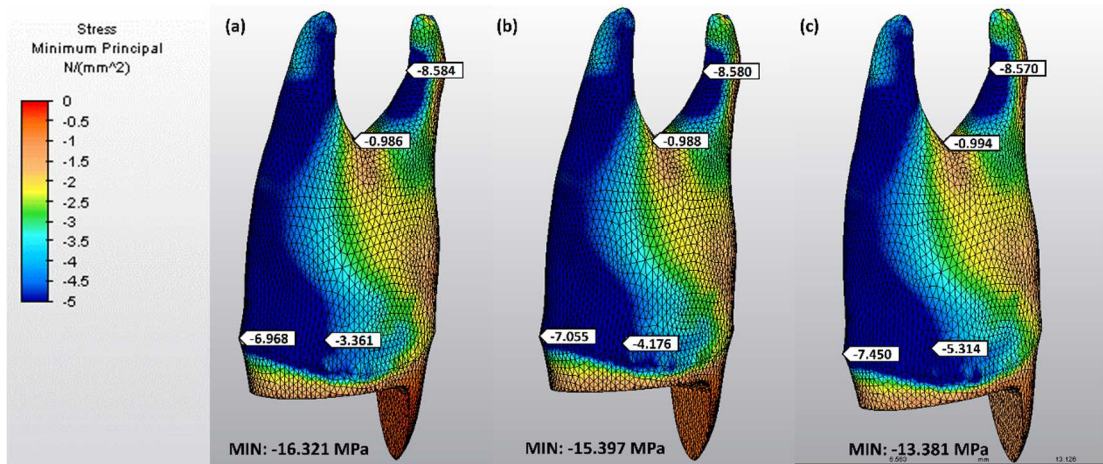
3 farklı CAD/CAM materyalle yapılan overley modelde gruplar arası stres değerleri ve dağılımı şu şekildedir;

VMII ile restore edilen overley modelde -14.258 MPa, VE ile restore edilen overley modelde -13.478 MPa ve LU ile restore edilen modelde -13.219 MPa stres birikmiştir. Stres yoğunluğu dağılımı kontrol grubu ile benzerlik göstermektedir. Şekli 4.32’de overley modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmektedir.



Şekil 4.32. Overley modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a:O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

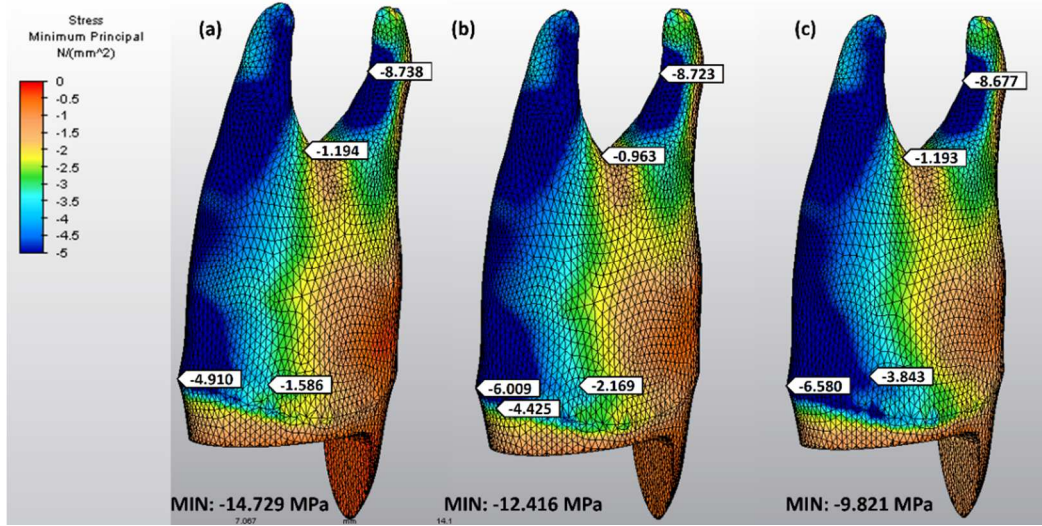
Endokron modelde stres miktarları şu şekilde görülmektedir: VMII ile restore edilen modelde -16.321 MPa, VE ile restore edilen modelde -15.397 MPa, LU ile restore edilen modelde -13.381 MPa'dır. Stres dağılımı kontrol grubu ile benzerlik göstermektedir. Şekil 4.33'de endokron modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.33. Endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri
(a: E-VMII, b: E-VE, c: E-LU)

Tüm modeller arasında en düşük stres değerine sahip model olan LU ile restore edilen modifiye endokron model -9.821 MPa değerindedir. VE ile restore

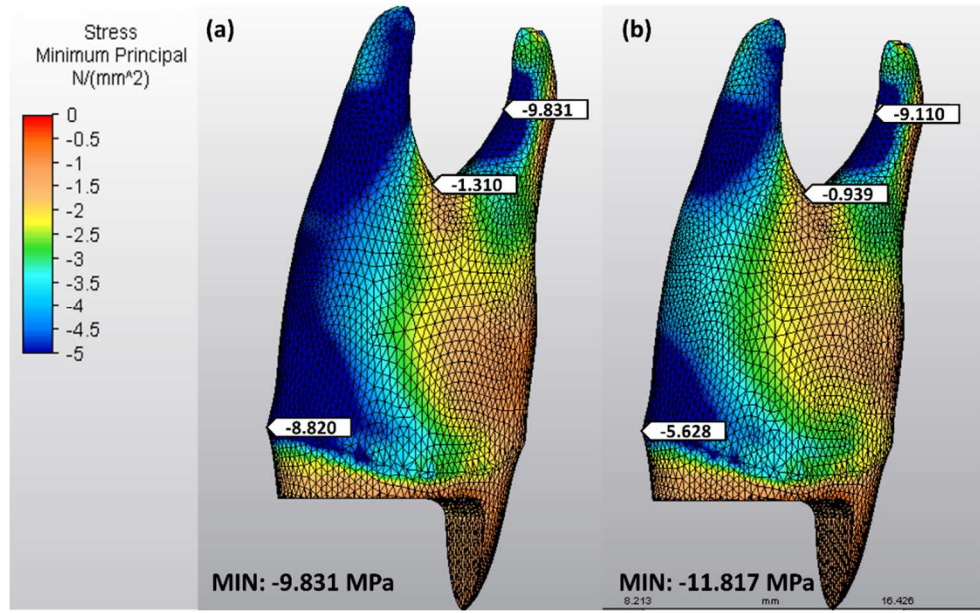
edilen ME -12.416 MPa strese, VMII ile restore edilen modifiye endokron ise -14.729 MPa stres değerine sahiptir. Bu modeller de kontrol grubu ile benzer stres dağılımına sahiptir. Şekil 4.34'te modifiye endokron modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımları ve değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.34. Modifiye endokron modelde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: ME-VMII, b: ME-VE, c: ME-LU)

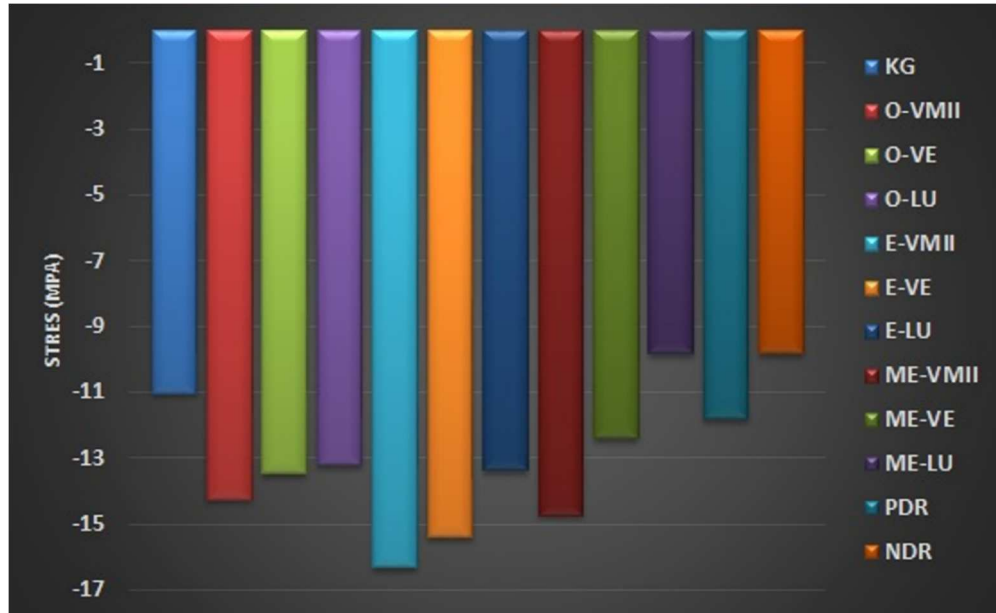
Direkt olarak restore edilen modellerden PDR'nin minimum asal stresi (-11.817 MPa) NDR'nin minimum asal stresinin (-9.831 MPa) 1.2 katıdır. Direkt yöntemle restore edilen modellerin de stres dağılımı kontrol grubu ile benzerlik göstermektedir.

Şekil 4.35'de modellerde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımları gösterilmiştir.



Şekil 4.35. Direkt olarak restore edilen modellerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: NDR, b: PDR)

Şekil 4.36’da modellerde dentin dokusunda oluşan yüksek minimum asal stres değerleri ve ilişkisi gösterilmiştir.

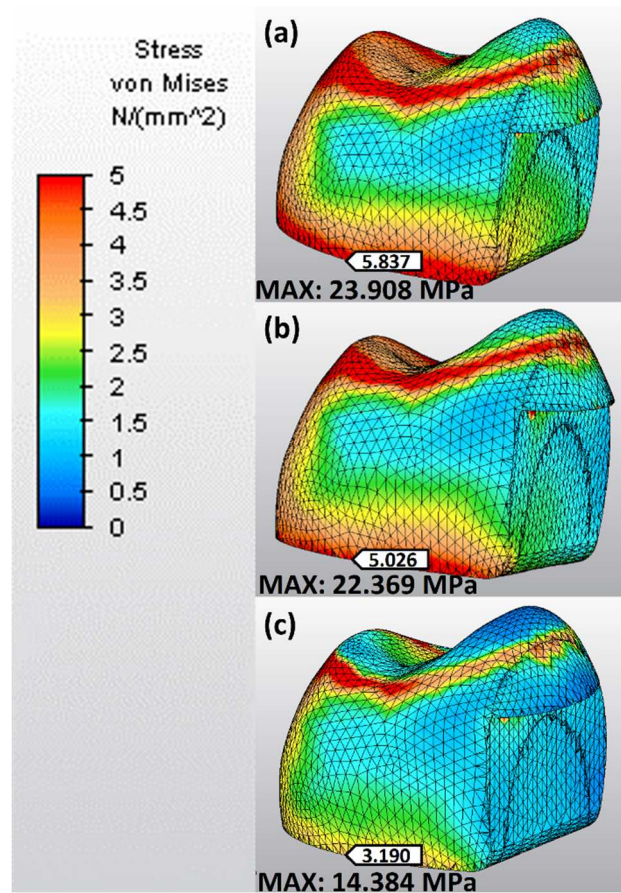


Şekil 4.36. Dentin dokusunda oluşan minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi

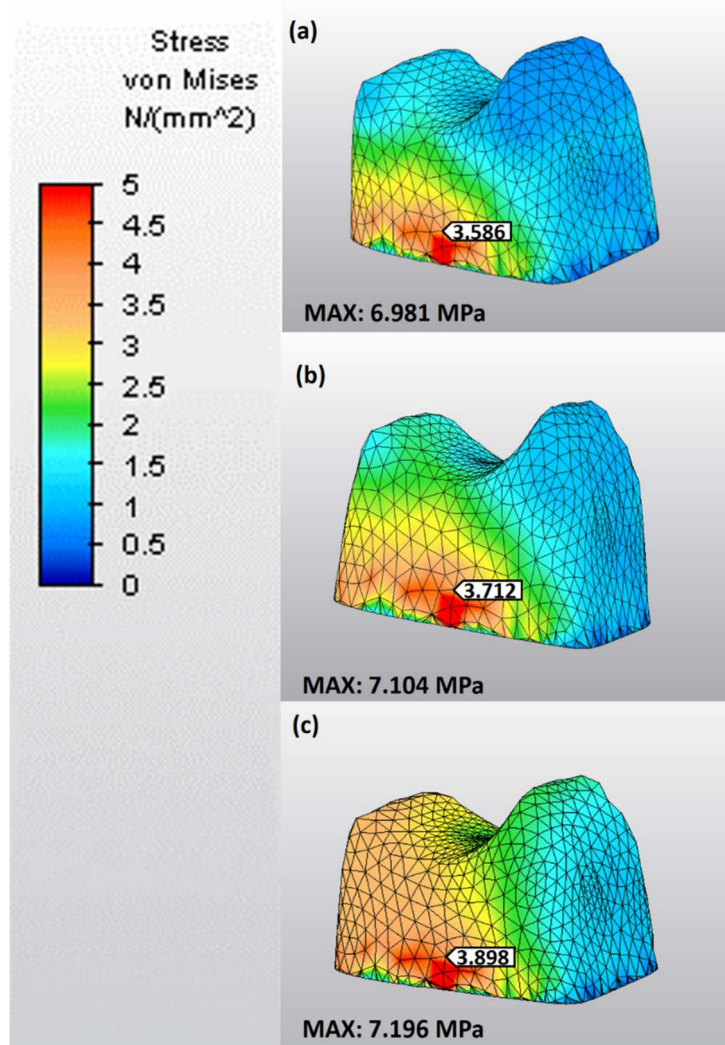
4.3. Restoratif Materyalde Oluşan Stres Bulguları

4.3.1. Restoratif Materyalde Oluşan von Mises Stres Bulguları

Overley modelde pulpa odası FGK ile doldurulmuş, üst kısmı ise 3 farklı CAD/CAM materyalle restore edilmiştir. VMII ile restore edilen modelde FGK 6.981 MPa, VMII 23.908 MPa stres değerine sahiptir. VE ile restore edilen modelde FGK 7.104 MPa, VE ise 22.369 MPa stres değerine sahip bulunmuştur. LU ile restore edilen model için FGK 7.196 MPa, LU ise 14.384 MPa stres değerine sahip olmuştur. Tüm modellerde CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu palatinal tüberkülün okluzal yüzeyinde ve servikal alanda gözlenmiştir (Şekil 4.37). FGK'in taban kısmında stres yoğunluğu bulunmaktadır (Şekil 4.38).

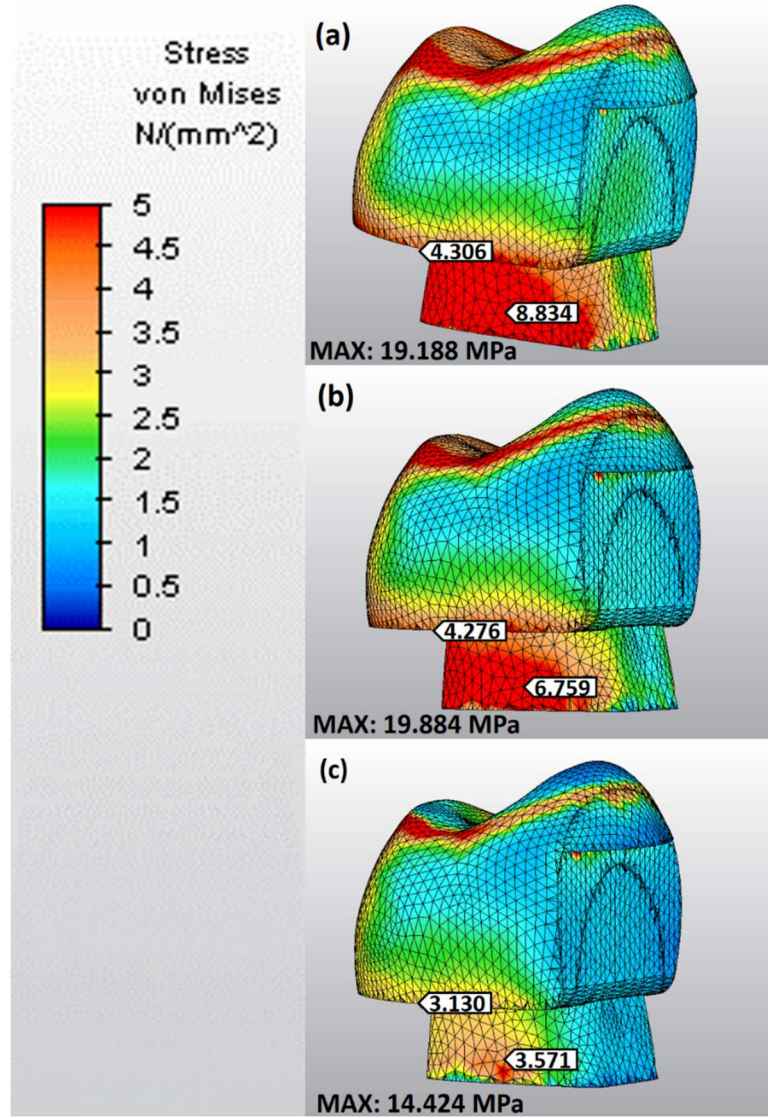


Şekil 4.37. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: Vitablocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate)



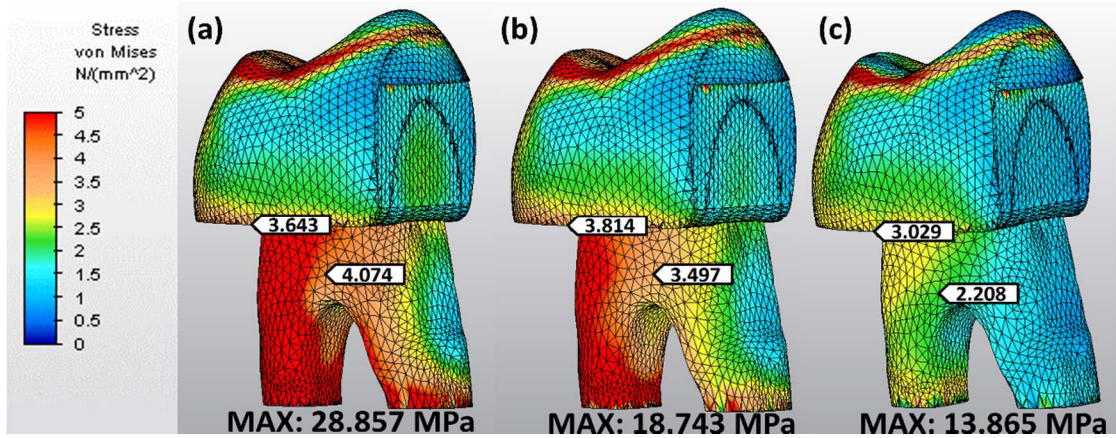
Şekil 4.38. Overlay modelde FGK’da oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri
(a: O-VMII, b: O-VE, c: O-LU)

Endokron modelde materyaller arası stres değerleri sırasıyla şöyledir: VE (19.884 MPa) > VMII (19.188 MPa) > LU (14.424 MPa). Modellerde stres birikimi pulpa odasına uzanan kısımda ve okluzal yüzeyde yoğun olarak görülmüştür. Şekil 4.39’da CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



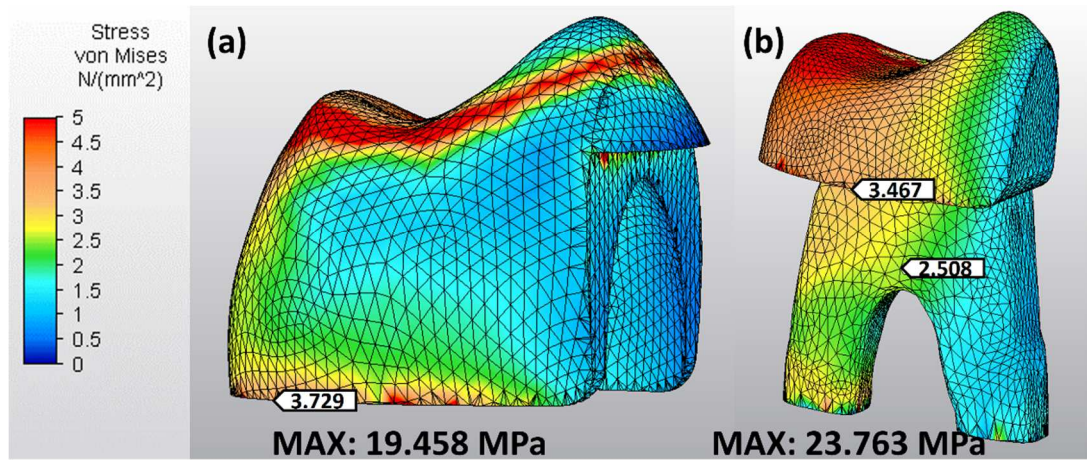
Şekil 4.39. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri. (a: Vitablocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate)

Modifiye endokron modelde materyaller arası stres değerleri sırasıyla VMII (28.857 MPa) > VE (18.743 MPa) > LU (13.865 MPa)'dir. Tüm modeller arasında en yüksek stres değerine sahip model VMII ile restore edilen modifiye endokron model olmuştur. Stres yoğunluğu en fazla okluzal yüzeyde ve intraradiküler uzantıların olduğu kısımda gözlenmiştir. Şekil 4.40'da CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



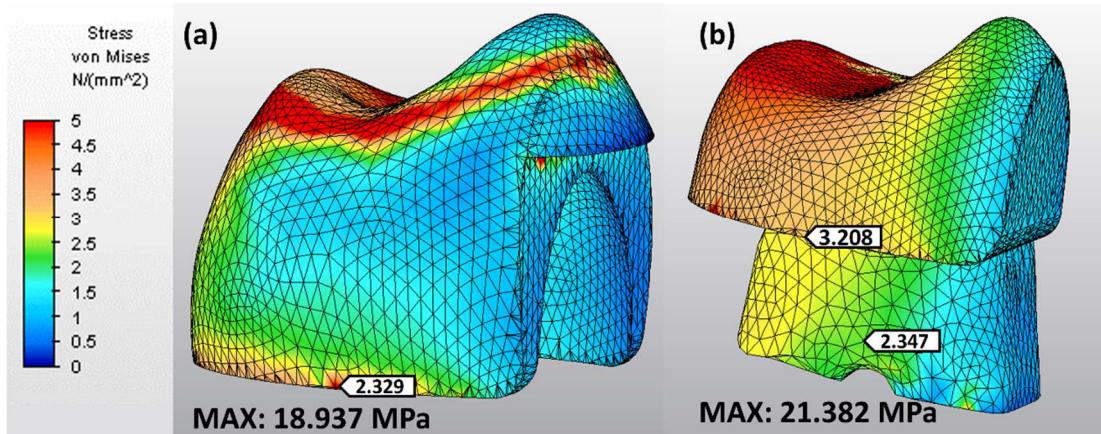
Şekil 4.40. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri (a: Vitablocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate)

Direkt yöntemle restore edilen modellerdeki restoratif materyal stres analiz sonuçları şöyledir: NDR modelde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres 19.458 MPa, dentin yerine kullanılan FGK biriken stres 23.763 MPa'dır. Mine yerine kullanılan kompozit materyalde en yoğun stres oklüzal tabanda, FGK 'da ise palatinal oklüzal kısımda gözlenmiştir. Şekil 4.41'de NDR'ye ait stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.

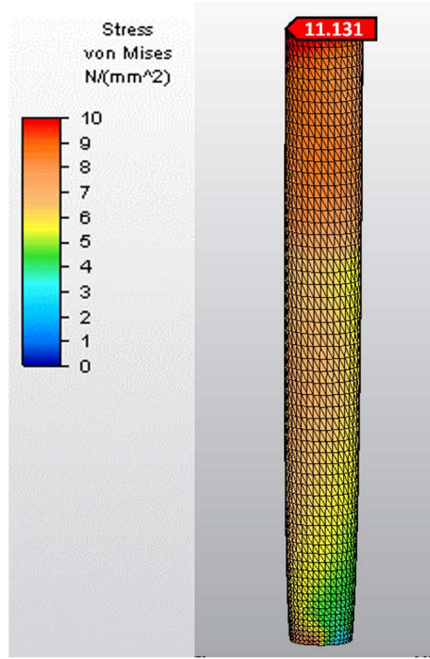


Şekil 4.41. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri. (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)

PDR modelinde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres değeri 18.937 MPa, dentin yerine kullanılan FGK materyalde biriken stres değeri ise 21.382 MPa'dır. Post materyalde 11.131 MPa stres birikimi gözlenmiştir. Mine yerine kullanılan kompozit materyalde maksimum stres yoğunluğu okluzalde gözlenmiş, FGK'in ise palatinal oklüzal kısmında gözlenmiştir. Post materyalde maksimum stres yoğunluğu koronal kısımda gözlenmiştir. Şekil 4.42'de PDR modelde yer alan hibrit kompozit ve FKG'ya ait, Şekil 4.43'te ise post materyalde meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.

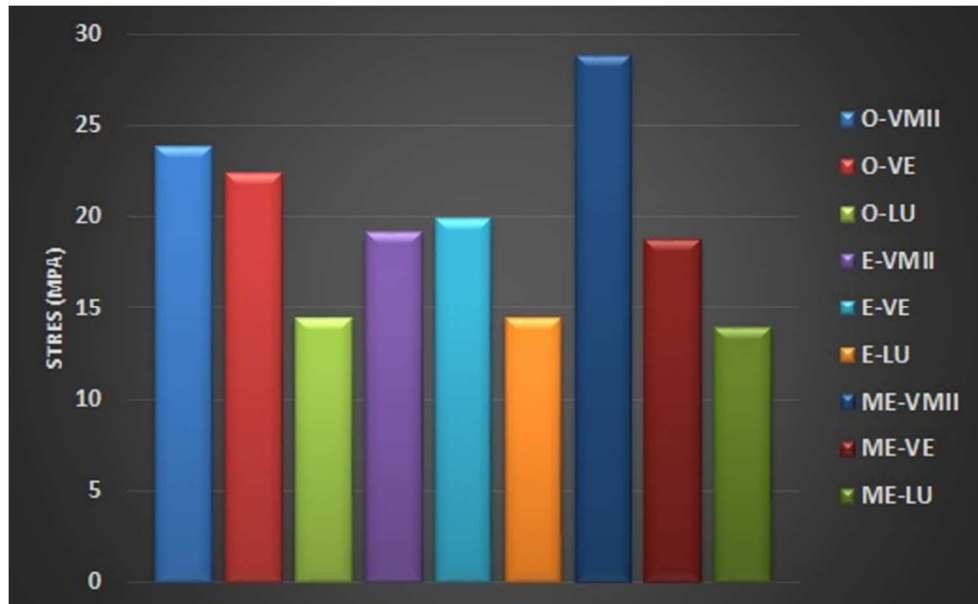


Şekil 4.42. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan von Mises stres dağılımları ve değerleri. (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)



Şekil 4.43. Post materyalde oluşan maksimum von Mises stres değeri ve stres dağılımı

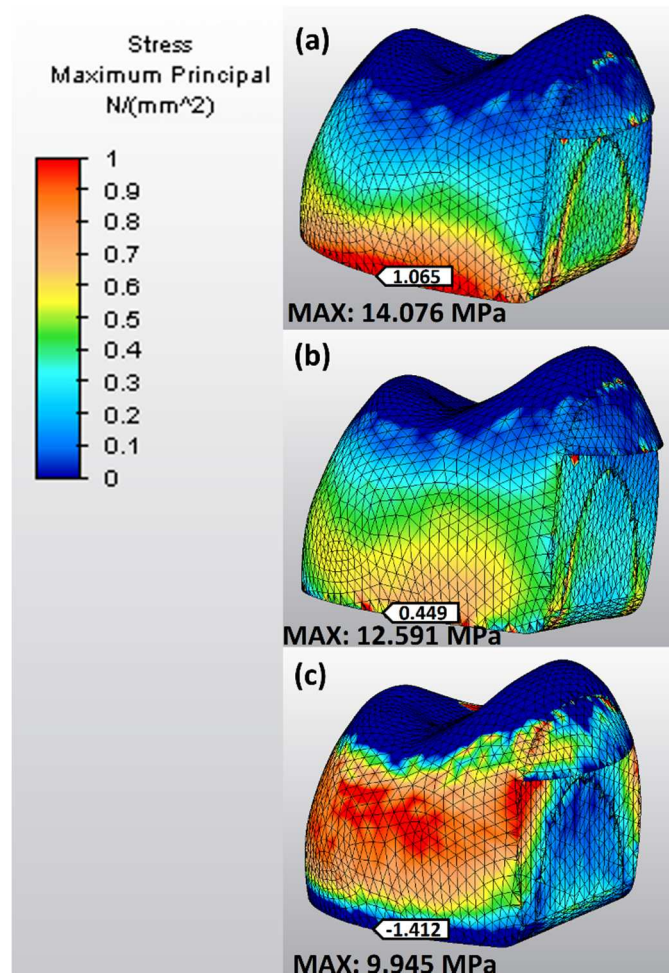
Şekil 4.44'te indirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri ve ilişkisi gösterilmiştir.



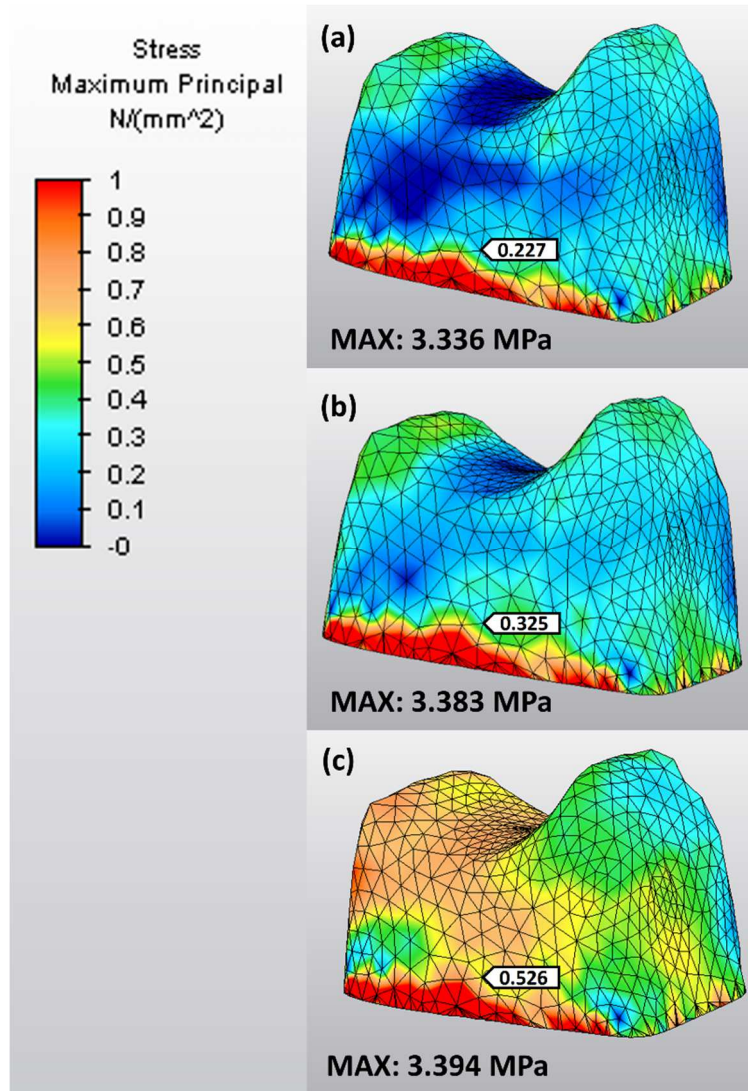
Şekil 4.44. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan von Mises stres değerleri ve ilişkisi

4.3.2. Restoratif Materyalde Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

VMII ile restore edilen overley modelde FGK 3.336 MPa, VMII 14.076 MPa stres değerine sahiptir. VE ile restore edilen modelde FGK 3.383 MPa, VE ise 12.591 MPa stres değerine sahip olmuştur. LU ile restore edilen model için FGK 3.394 MPa, LU ise 9.945 MPa stres değerine sahip olmuştur. VMII ve VE CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu restorasyonun servikal kısmında gözlenmiştir. LU ise restorasyonun orta kısmında gözlenmiştir. FGK’te ise restorasyonun tabanında stres yoğunluğu birikimi gözlenmiştir. Şekil 4.45’te CAD/CAM materyallerde meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri, Şekil 4.46’da FGK’da meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.

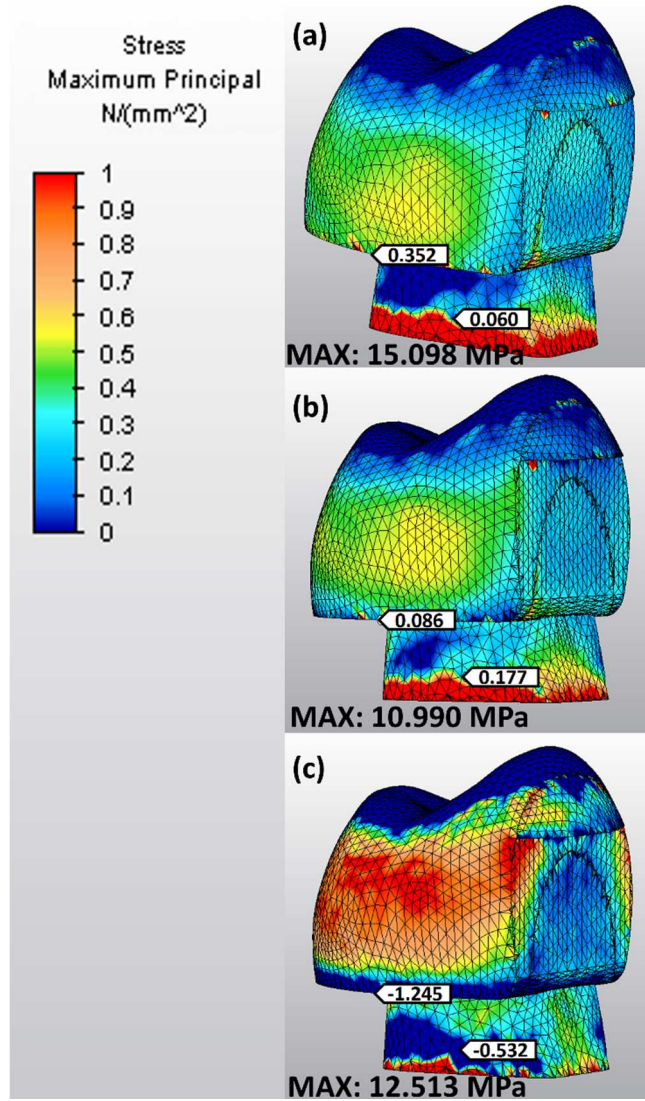


Şekil 4.45. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c:Lava Ultimate)



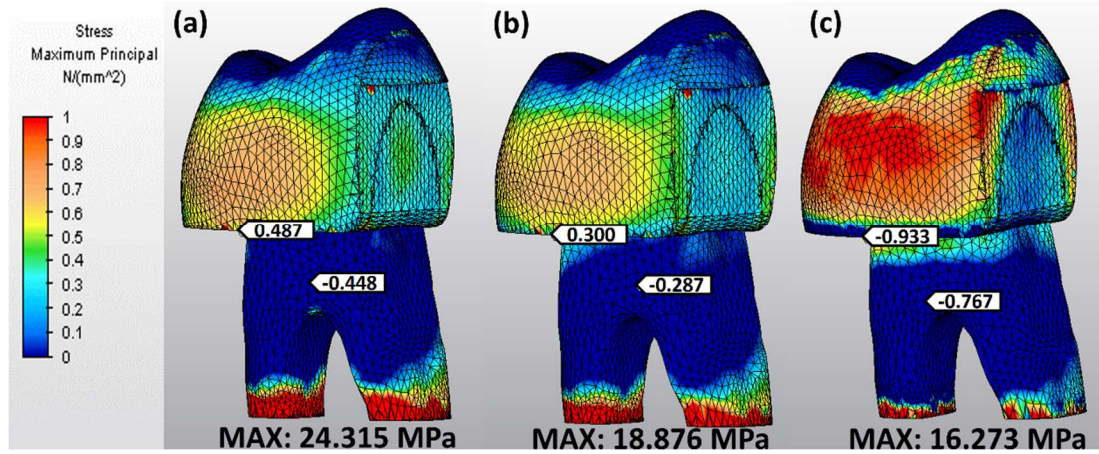
Şekil 4.46. Overley modelde FGK’da oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: O-VMII, b:O-VE, c:O-LU)

Endokron modelde en yüksek stres değeri VMII’de görülmüştür (15.098 MPa). LU ile restore edilen endokron 12.513 MPa ve VE ile restore edilen endokron ise 10.990 MPa stres değerine sahiptir. Modellerde stres birikimi pulpa odasına uzanan retansiyon alanında görülmüştür. LU’de koronal bölgede de stres dağılımı yoğunudur. Şekil 4.47’de endokron modelde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



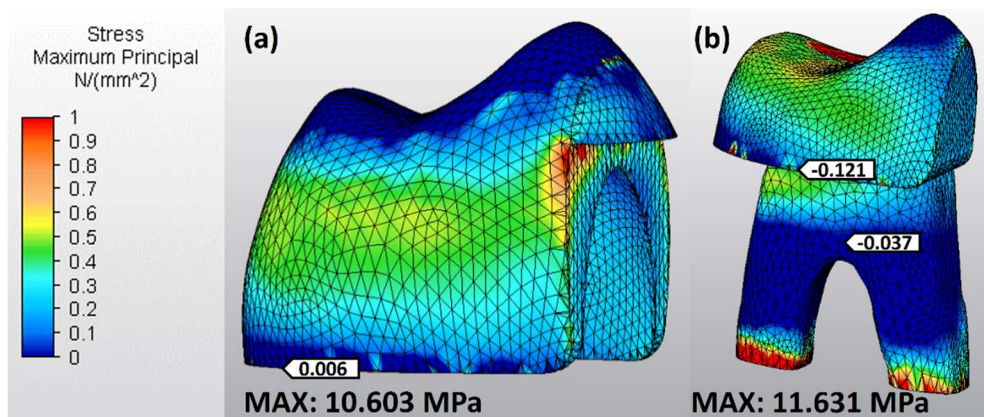
Şekil 4.47. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate)

Modifiye endokron modelde materyaller arası stres değerleri sırasıyla VMII (24.315 MPa) > VE (18.876 MPa) > LU (16.273 MPa)'dır. Tüm modeller arasında en yüksek stres değerine sahip model VMII ile restore edilen modifiye endokron model olmuştur. VMII ve VE için en yoğun stres birikimi intraradiküler uzantıların tabanında gözlenirken, LU için koronal bölgede ve intraradiküler uzantıların tabanında gözlenmiştir. Şekil 4.48'de CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu dağılımı ve değerleri gösterilmiştir.



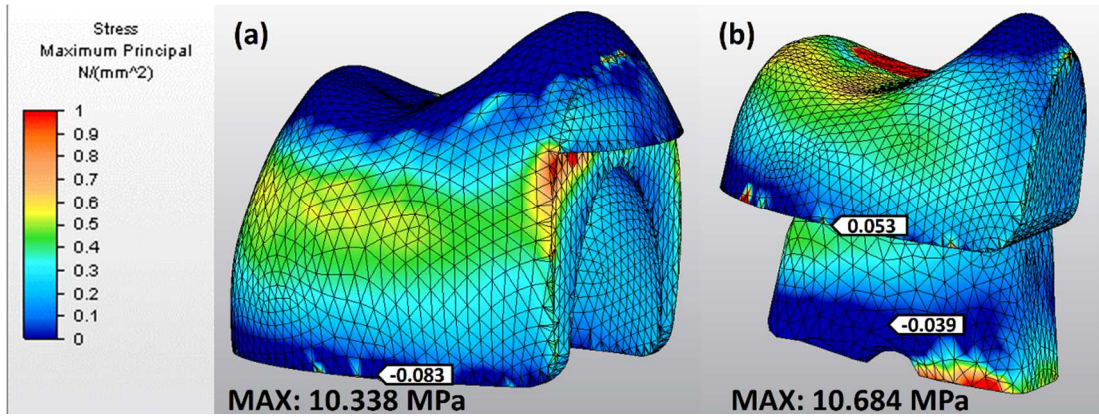
Şekil 4.48. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c:Lava Ultimate)

NDR modelde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres 10.603 MPa olmuştur ve bukkal tüberkül kaplamasının altında gözlenirken, dentin yerine kullanılan FGK'da biriken stres 11.631 MPa olmuştur ve intraradiküler uzantıların tabanında stres yoğunluğu gözlenmiştir. Şekil 4.49'da NDR modelde restoratif materyallerde oluşan stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.

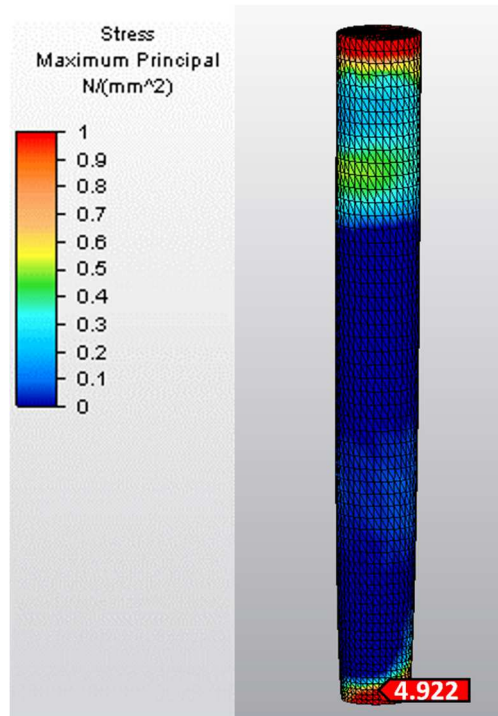


Şekil 4.49. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)

PDR modelinde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres değeri 10.338 MPa, dentin yerine kullanılan FGK materyalde biriken stres 10.684 MPa'dır. Post materyalde 4.922 MPa stres birikimi gözlenmiştir. Mine yerine kullanılan kompozit materyalde bukkal tüberkül kaplamasının hemen altında stres yoğunluğu gözlenirken, FGK'te oklüzal bölgede ve restorasyonun bukkal apikal bölgesinde gözlenmiştir. (Şekil 4.50) Post materyalde maksimum stres yoğunluğu apikal bölgede gözlenmiştir.(Şekil 4.51)

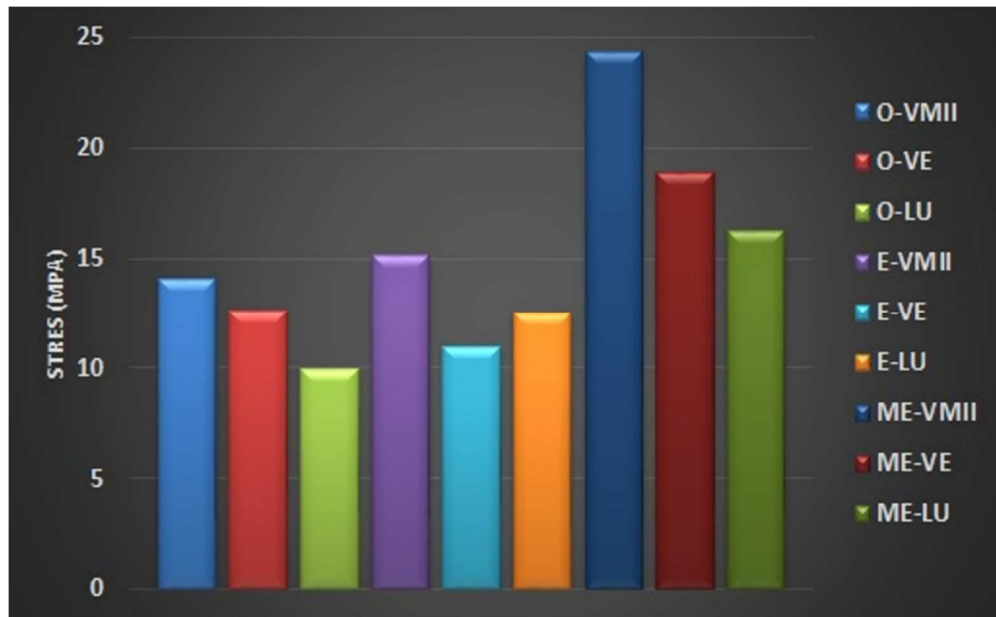


Şekil 4.50. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan maksimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)



Şekil 4.51. Post materyalde oluşan en yüksek maksimum asal stresi ve stres dağılımı

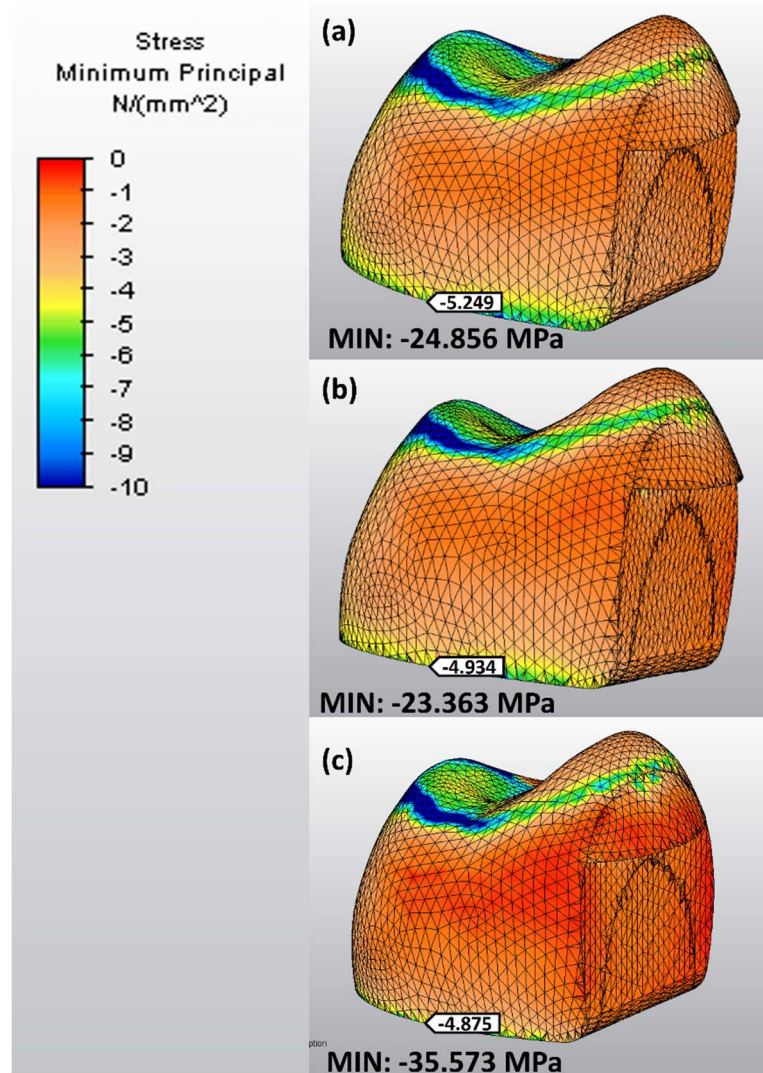
Şekil 4.52’de indirekt restorasyonlarda kullanılan CAD/CAM materyallerde oluşan stres değerleri ve ilişkisi gösterilmiştir.



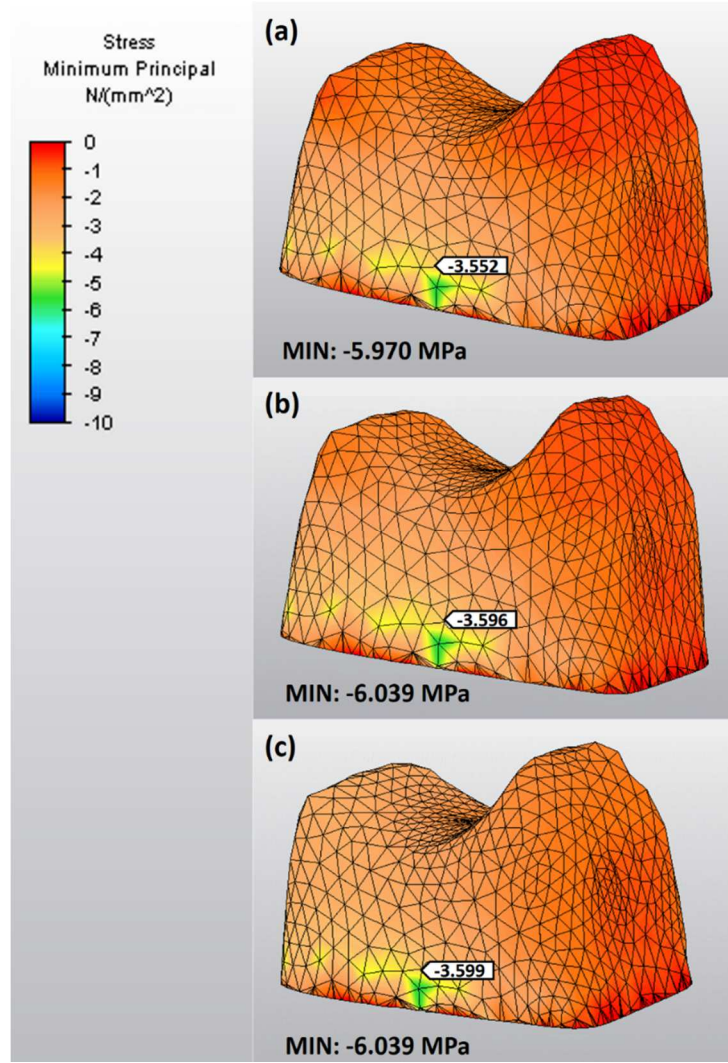
Şekil 4.52. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan maksimum asal stres değerleri ve ilişkisi

4.3.3. Restoratif Materyalde Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

VMII ile restore edilen overley modelde FGK -5.970 MPa, VMII -24.856 MPa stres değerine sahiptir. VE ile restore edilen modelde FGK -6.039 MPa, VE ise -23.363 MPa stres değerine sahip olmuştur. LU ile restore edilen model için FGK -6.039 MPa, LU ise -35.573 MPa stres değerine sahip olmuştur. Tüm modellerde CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu palatinal tüberkülün okluzal yüzeyinde gözlenmiştir. (Şekil 4.53) FGK'da ise taban kısmına yakın alanda stres yoğunluğu bulunmaktadır (Şekil 4.54)

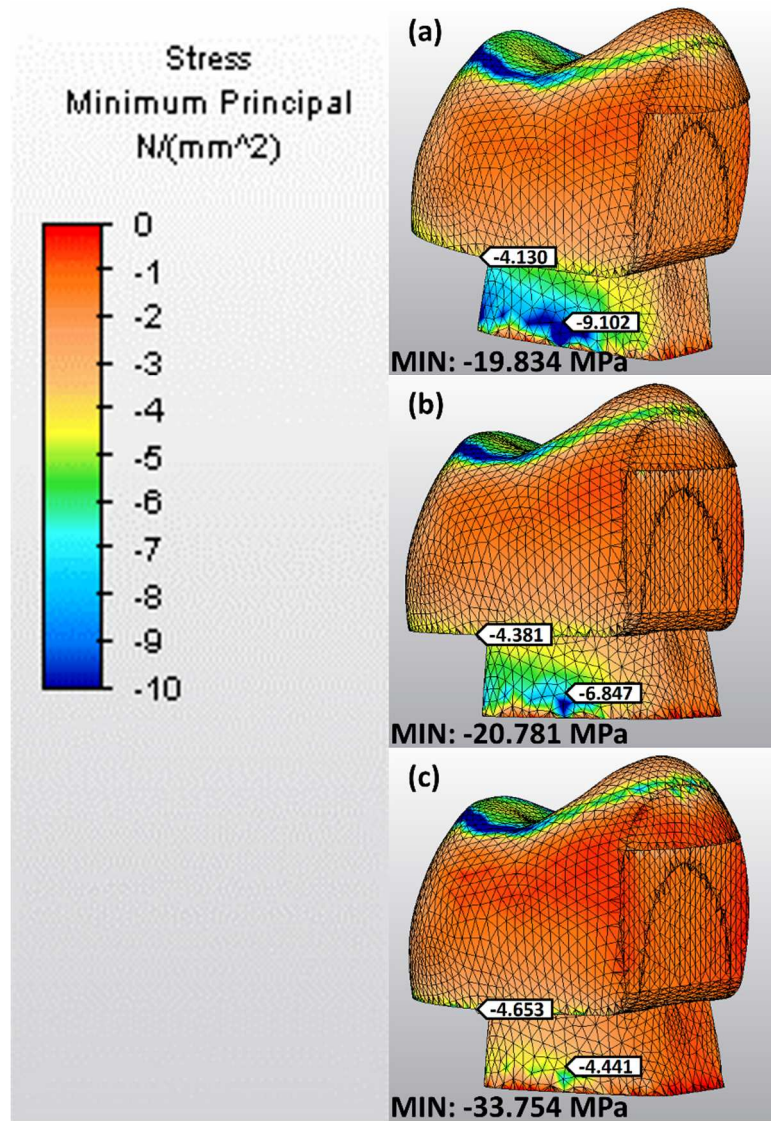


Şekil 4.53. Overley modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate).



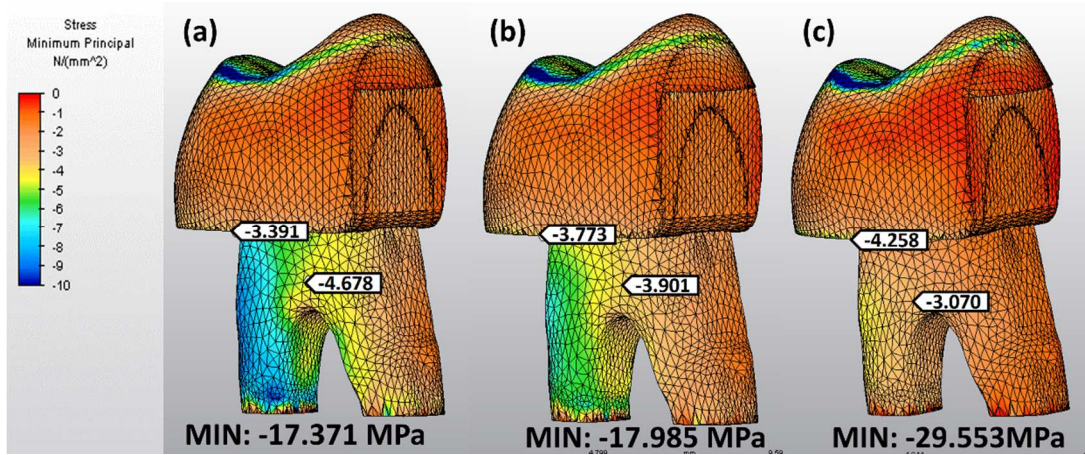
Şekil 4.54. Overlay modelde FGK’da oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: O-VMII, b:O-VE, c:O-LU)

Endokron modelde en yüksek stres değeri LU ile restore edilen modelde görülmüştür (-33.754 MPa). VE ile restore edilen endokron -20.781 MPa ve VMII ile restore edilen endokron ise -19.834 MPa stres değerine sahiptir. Modellerde stres birikimi palatinal tüberkülün oklüzal kısmında görülmüştür. VMII ve VE’de pulpa odasına uzanan retansiyon alanında da stres yoğunluğu vardır. Şekil 4.55’te CAD/CAM materyallerde meydana gelen stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.



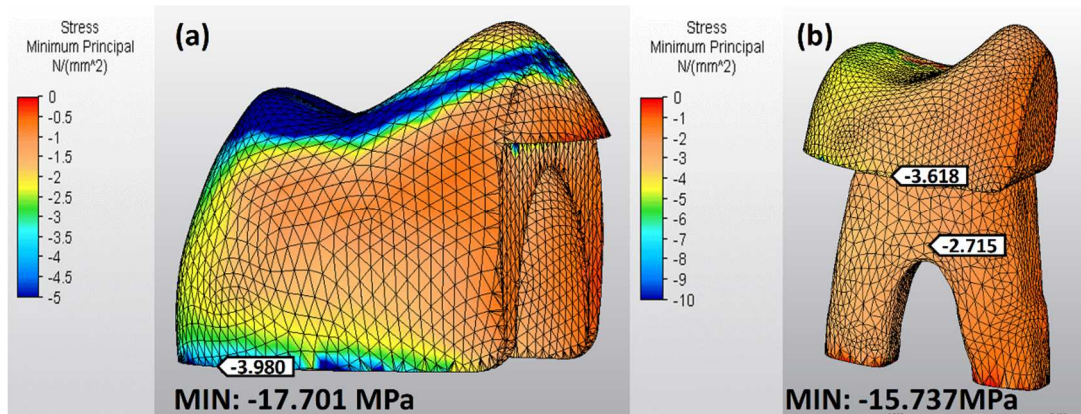
Şekil 4.55. Endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate).

Modifiye endokron modelde materyaller arası stres değerleri sırasıyla LU (-29.553 MPa) > VE (-17.985 MPa) > VMII (-19.371 MPa)'dir. Tüm modeller arasında en yüksek stres değerine sahip model LU ile restore edilen modifiye endokron model olmuştur. Stres yoğunluğu en fazla palatinal tüberkülün oklüzal yüzeyinde görülmüştür. Şekil 4.56'da CAD/CAM materyallerde biriken stres yoğunluğu dağılım ve değerleri gösterilmiştir.



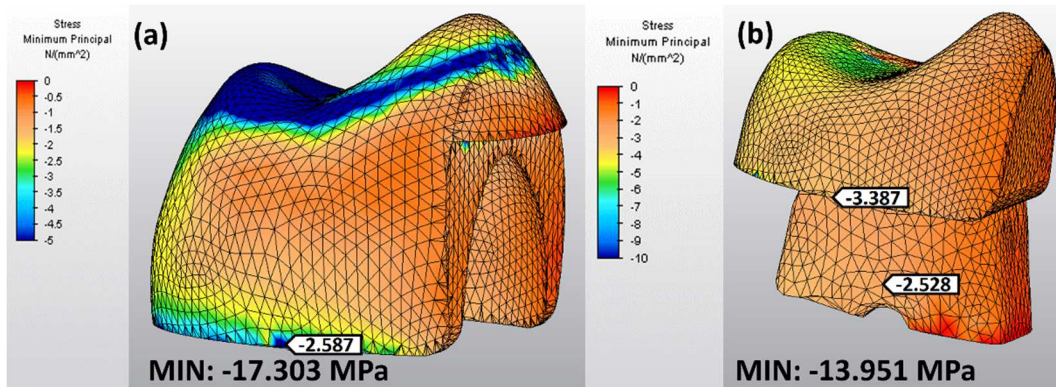
Şekil 4.56. Modifiye endokron modelde CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: VitaBlocks Mark II, b: Vita Enamic, c: Lava Ultimate).

NDR modelde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres -17.701 MPa olarak bulunmuştur ve stres oklüzal alanda yoğunlaşmıştır, dentin yerine kullanılan FGK biriken stres de -15.737 MPa olmuştur ve palatinal oklüzal alanda stres yoğunlaşması görülmüştür. Şekil 4.57’de NDR modelde restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres yoğunluğu ve değerleri gösterilmiştir.

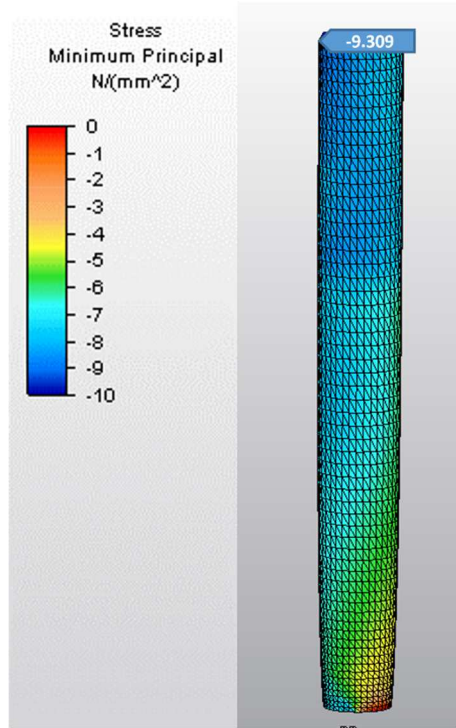


Şekil 4.57. NDR modelde restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)

PDR modelinde mine yerine kullanılan kompozit materyalde biriken stres değeri -17.303 MPa, dentin yerine kullanılan FGK materyalde biriken stres değeri -13.951 MPa'dır. Postta ise -9.309 MPa stres birikimi olmuştur. Mine yerine kullanılan kompozit materyalde oklüzal alanda stres yoğunluğu gözlenirken FGK'da palatinal oklüzal alanda stres yoğunluğu gözlenmiştir. (Şekil 4.58) Post materyalde maksimum stres yoğunluğu koronal kısımda gözlenmiştir. (Şekil 4.59)

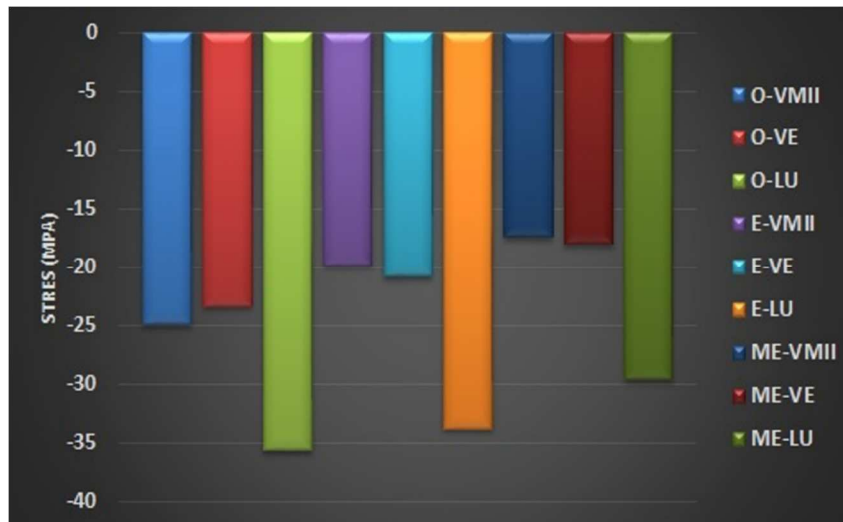


Şekil 4.58. PDR modelde restoratif materyallerde oluşan minimum asal stres dağılımları ve değerleri (a: Hibrit kompozit, b: Fiberle güçlendirilmiş kompozit)



Şekil 4.59. Post materyalde oluşan en yüksek minimum asal stresi ve stres dağılımı

Şekil 4.60'da indirekt restorasyonlarda kullanılan CAD/CAM materyallerin en yüksek minimum asal stres değerleri ve modeller arası ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.60. İndirekt restorasyonlarda CAD/CAM materyallerde oluşan minimum asal stres değerleri ve ilişkisi

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde rutin olarak uygulanan endodontik tedavinin ve sonrasında uygulanacak olan restorasyonun uzun ömürlü ve kaliteli olması tedavinin başarısı için gereklidir. ET dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek birçok materyal ve teknik bulunmakta ve bu konuyla ilgili literatürde yüzlerce çalışma yer almaktadır. Son yıllarda, canlılığını yitirmiş dişler ve tedavi sonrası oluşabilecek komplikasyonlarla ilgili edinilen bilgiler artmış olsa da uygulanabilecek restorasyon seçenekleri hala tartışmalı ve karmaşık bir konudur. Kullanılacak olan restoratif yöntemin güncel bilimsel bilgilere dayanması bu durumdaki dişlerin prognozlarının gelişmesinde yararlı olacaktır (Morgano ve diğerleri, 2004).

Restoratif diş tedavisinde günümüzde en çok tercih edilen yaklaşım; sağlıklı diş dokusunu maksimum derecede koruyarak kayıp diş dokusunu telafi edebilecek yetide restorasyonlarla ve doğal diş dokusunun fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit edebilecek materyallerle restore etmektir (Coldea ve diğerleri, 2013; Kalay ve diğerleri, 2016; Lin ve diğerleri, 2011). Önceleri, koronal bölge harabiyeti gösteren ET dişler, tek seçenek olarak çeşitli materyallerden oluşan postlarla ve kor yapılarıyla desteklenen tam kronlarla restore edilmekteydi. Günümüzde ise bu yaklaşımın sadece protetik yapıya desteklik sağladığı ve kalan diş yapısını zayıflatığı düşünülmektedir (Biacchi ve Basting, 2012; Cheung 2005). Bu tür işlemlerin invaziv yapısı geride kalan diş dokularını zayıflatmaktadır. Bu durum başarısızlık durumunda tekrar müdahale olasılığını azaltmakta ve dişi geri döndürülemez kırıklara karşı daha yüksek risklere maruz bırakmaktadır (Rocca ve Kreiji, 2013).

Son 30 yılda, adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle birlikte "devitalize diş = kronlanmış diş" dogması kademeli olarak değişmiş ve post-kor yapılarının önemi ve endikasyonları sorgulanmaya başlamıştır (Biacchi ve Basting, 2012; Rocca ve Kreiji, 2013). Materyallerin yapısında meydana gelen değişiklikler ile kazanılan güçlü mekanik özellikler, özellikle arka grup dişlerde diş hekimlerine post-kor ve kron

uygulaması yapmadan adezyon teknolojisi ile restorasyon yapabilme seçeneği sunmuştur (Biacchi ve Basting, 2012).

Çalışmamızda konservatif restorasyonların ET dişler üzerindeki etkilerini değerlendirmek amaçlandığından, postla desteklenmiş kron restorasyonlara yer verilmemiştir.

Konservatif protetik işlemler olan bölümlü protetik restorasyonlar, endikasyonu bulunan durumlarda tercih sebebi olmalıdır. Onley restorasyonlar, tek bir marjinal sırt kaybı bulunan, diğer marjinal sırtın ve tüberküllerin sağlam olduğu durumlarda endikedir. Overley restorasyonlar ise, her iki marjinal sırtın kaybedildiği durumlarda tüberkül kaplama avantajı ile kırılma direncinde artış sağlamaktadır (Polesel, 2014). Overley restorasyonun geleneksel krona göre, sağlıklı diş yapısından yaklaşık % 50 daha az doku kaldırma ihtiyacı yaratması günümüz anlayışına göre önemli bir avantaj sayılmaktadır (Edelhoff ve Sorensen, 2002). 2012 yılında *in vitro* olarak gerçekleştirilen endokron ve cam fiber post ile güçlendirilmiş geleneksel kronlarda kırılma dayanımı çalışması (Biacchi ve Basting, 2012), endokron restorasyonun cam fiber post ile güçlendirilmiş geleneksel kron restorasyona göre daha güçlü kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Literatürde yer alan bazı SESA çalışmaları, fiberle güçlendirilmiş post kullanılan geleneksel krona kıyasla endokron restorasyonun strese daha dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır (Dejak ve Mlotkowski, 2013; Lin ve diğerleri 2010).

Adeziv tekniklerin gündeme gelmesiyle geleneksel restorasyonların yerine alternatif olarak geliştirilen endokron restorasyonlarda intrapulpal retansiyon kavitesi alanının boyutları için kesin bir yargıya varılamamıştır. Retansiyon alanı boyutları her ne kadar kesin olarak belirtilmese de, retansiyon alanı yüksekliğinin premolar ve molar dişlerde 5 mm olması önerilmiştir. Özellikle aşırı harabiyet göstermiş mine-sement bileşimi üzerinde 1-2 mm sağlıklı doku kalmış dişlerde köklerden destek alınan girişimler yapılması gerekebilmektedir. (C. Chang ve diğerleri, 2009; Gaintantzopolou ve El-Damanhoury, 2016). C. Chang ve diğerleri 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında, tek köklü maksiller premolar dişe 5 mm yüksekliğinde retansiyon alanı bulunan endokron restorasyonu uygulamış ve geleneksel kron

restorasyonlar ile karşılaştırıp, endokron modeli kırılma direnci açısından daha dayanıklı bulunmuştur. Çalışmamızda, endokron ve modifiye endokron olmak üzere 2 farklı endokron modeli yer almaktadır. Retansiyon alanları pulpa odası tabanı seviyesine göre belirlenmiştir. Bu seviye, Krasner ve Rankow'un 2004 yılında rapor ettiği gibi mine-sement bileşimi ile pulpa tabanı aynı seviyede olacak şekilde belirlenmiştir. Buna göre endokron modelde pulpa odasının yüksekliği olan 2 mm'lik alandan destek alınmış iken modifiye endokron modelde 3 mm'lik intraradiküler girişimler oluşturularak retansiyon alanı 5 mm' ye çıkarılmıştır. Stres analizi sonucunda; kalan mine dokusunda oluşan tüm streslerde modifiye endokron modelinin aynı materyal baz alınarak endokron modelle kıyaslamasında daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır. Dentin dokusunda ise von Mises ve minimum asal streslerinde modifiye endokron modelde daha düşük stresler görülürken maksimum asal streslerinde modeller arasında bir fark gözlenmemiştir.

Post-kor ve kron restorasyonlara bir alternatif de son yıllarda ET dişin restorasyonlarında kullanılmak üzere döküm veya prefabrike metal postlar yerine fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin postlar kullanmaktır. Bu postların kullanımıyla ET dişlerin direkt yöntemle restorasyonu da mümkün olabilmektedir. Mannocci ve diğerleri 2002 yılında yaptıkları bir klinik çalışmada, premolar dişleri ya karbon fiber post ve direkt kompozit restorasyon kombinasyonu ya da aynı yöntemle restorasyon sonrası metal seramik tam kronla restore etmişler ve klinik başarı durumlarını araştırmışlardır. 3 yıllık gözlem süresince gruplar arasında herhangi bir farka rastlamamışlardır. Fiberle güçlendirilmiş postların elastisite modülleri metal postlara kıyasla dentine daha yakın olduğundan dental uygulamalarda tercih edilebilirliklerinin fazla olduğu bildirilmiştir (Garoushi ve diğerleri, 2007). 2000 yılında yapılan retrospektif klinik bir çalışma, 4 yıllık klinik takip sonucunda fiberle güçlendirilmiş epoksi rezin postun döküm posttan belirgin olarak daha başarılı olduğu, fiber postların kök kırılma riskini azaltabileceği sonucunu vermiştir (Ferrari ve diğerleri, 2000). Akkayan ve Gülmez (2002), estetik post sistemlerinin kırılma dirençlerinin etkinliği değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında, kuartz fiber, cam fiber, zirkonya ve titanyum postları karşılaştırmışlar ve kırılma direncinin en yüksek kuartz fiber postla restore edilmiş grupta olduğu, restore edilebilen

kırıklara sahip grupların ise kuartz fiber ve cam fiber postla restore edilmiş gruplar olduğu sonucuna varmışlardır. Literatürde post ile direkt restorasyonun değerlendirildiği benzer çalışmalarla (Erarslan ve diğerleri 2011; C. Soares ve diğerleri, 2008) karşılaştırma yapılabilmesi açısından çalışmamızın bir grubunda cam fiber post kullanılmıştır. Erarslan ve diğerleri (2011), von Mises streslerini değerlendirdiği çalışmalarında cam fiber postun dentin dokusundan daha fazla stres absorbe ettiğini ve post ile restore edilen modelin stres dağılımının sağlıklı diş modelinden farklı olduğu sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da von Mises stresleri değerlendirildiğinde; Erarslan ve diğerlerinin (2011) sonuçlarına paralel olarak post materyalde dentin dokusuna göre daha fazla stres olduğu gözlenmiştir. Ancak diş dokularındaki stres yoğunluğu dağılımı incelendiğinde kontrol grubu ile PDR arasında farklılık gözlenmemiştir. Erarslan ve diğerleri (2011), çalışmalarında tek köklü bir premolar diş kullanmışlar, araştırmamızda ise iki köklü bir premolar diş kullanılmıştır. Her iki çalışmada da post materyalin stresi absorbe edip dentin dokusunda oluşacak stresi azaltması sonucu benzer bir bulgu iken; çalışmalar arasındaki stres dağılımı ile ilişkili farklılık kullanılan dişin, kuvvet miktarının ve kuvvet uygulama şeklinin farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Estetik beklentinin artması neticesinde geniş ve derin kaviteleri restore etmek amacıyla yapılan estetik restorasyon seçenekleri artmıştır. Her ne kadar aşırı madde kaybı bulunan ET dişin restorasyonunda indirekt teknikler daha çok kullanılmaktaysa da; maliyetinin fazla olması dezavantajı mekanik özellikleri geliştirilmiş kompozit rezinlerin stres altındaki bölgelere ve tüberkül kaybı bulunan geniş kavitelere direkt yöntemle uygulanmasına olan ilgiyi arttırmaktadır (Barreto ve diğerleri, 2016; Kemaloğlu ve diğerleri, 2015). Ancak kompozit rezinlerin yüksek kırılma ve düşük kırılma dayanımı göstermesi ve süregelen polimerizasyon büzülmesi dezavantajı stres altındaki alanlarda geleneksel dolduruculu kompozitlerin kullanımında kısıtlama yaratmaktadır (Barreto ve diğerleri, 2016). Konvansiyonel kompozitlere göre gelişmiş yük taşıma kapasitesi, yüksek esneme dayanıklılığı ve artmış kırılma dayanıklılığına sahip FGK'lerin gelişimiyle kompozit materyallerin güçlendirilmesi sağlanmış ve stres altındaki posterior dişlerin restore edilmesi için yeni bir alternatif geliştirilmiştir. Restorasyona estetik özellik kazandıran ve diş

yapısını güçlendirecek özelliklere sahip bu materyallerde fiberlerin anizotropik özelliğine bağlı olarak geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi streslerini kontrol ettiği bildirilmiştir (Barreto ve diğerleri, 2016, Garoushi ve diğerleri, 2013; Kemaloğlu ve diğerleri, 2015). Yapılan çalışmalar, kompozit restorasyonların fiberle güçlendirilmesinin kırılma direncini değiştirmek ve tüberkül kaybı bulunan ET dişlerin restore edilmesinde diş yapısı ve materyal arasında etkili bir köprü vazifesi göstermek gibi alanlarda etkili olabileceklerini göstermiştir (Deliperi ve diğerleri, 2005, Deliperi, 2008). Ozsevik ve diğerleri (2015), kompozit restorasyonlarla kullanılan everX Posterior'un sağlıklı dişle benzer dayanıklılığa sahip olduğunu göstermiştir. Garoushi ve diğerleri (2007), maksiller kesici dişlerde yaptıkları çalışmalarında fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanımının yüksek dolduruculu geleneksel kompozit ve fiber post kullanımına kıyasla gelen kuvvetlere karşı direnci artırdığı sonucuna varmışlardır.

Maksiller premolar dişlerin anatomik yapıları, kron hacimleri ve kron/kök oranlarının elverişsiz olması bu dişlerin diğer posterior dişlere oranla oklüzal yük uygulaması altında tüberkül kırığına yatkınlığını arttırmaktadır (P. Soares ve diğerleri, 2008). Endodontik ve restoratif işlemler için diş yapısının kaldırılması tüberkül defleksiyonunu ve kırılmaya karşı eğilimi artırmaktadır (Kalay ve diğerleri, 2016). Maksiller premolar dişlerde kırık daha çok fonksiyonel tüberkül olan palatinal tüberkülde görülmektedir. Bu sebeple Hannig ve diğerleri (2005), MODP kavite içeren dişlerde bukkal tüberkül kaplamanın mekanik davranışının incelenmesi gerektiğini belirtmiştir. Tüberkül kaplama, kavite genişliğinin tüberküller arası mesafenin üçte ikisinden veya bukkolingual mesafenin yarısından fazla olduğu durumlarda tercih edilmektedir (Kalay ve diğerleri, 2016). Frank (1959), marjinal sırtların sağlam olmadığı durumlarda tüberküllerin kaplanması gerektiğini bildirmiştir. Tüberkül kaplama için gerekli yüksekliğin en az 1.5 mm olması gerektiği rapor edilmiştir (Y. Chang ve diğerleri, 2009; Lin ve diğerleri, 2008). Tüm bu nedenlerden dolayı, konuya açıklık getirmek amacıyla çalışmamızda palatinal tüberkülü kırılmış iki köklü maksiller birinci premolar diş kullanılmış ve kavite modeli bukkal tüberkülden 2 mm redüksiyon yapılarak hazırlanan MODP kavite şeklinde modellenmiştir.

Günümüze kadar, kullanılan restorasyon modellerinin ve restoratif materyallerin diş dokuları üzerindeki stres dağılımlarını araştırmak amacıyla pek çok stres analizi yöntemi kullanılmıştır (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 96). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, restoratif materyal ve sistemlerin biyomekanik özelliklerini değerlendirmek için etkili bir araç olarak kabul edildiğinden ve sonuçların klinik önem taşımasından dolayı diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Yamanel ve diğerleri, 2009). Sonuçlarının hassasiyetinin yüksek olması, kısa sürede ayrıntılı ve çeşitli sonuç elde edilmesi üstünlükleri (Ulusoy ve Aydın, 2005, s. 113) bulunan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi bu çalışmada söz konusu sonuçlara yeni bir bakış açısı getirmek amacıyla kullanılmıştır.

Yapılacak olan analizin 2 boyutlu veya 3 boyutlu olacağının seçimi, modellenen yapının geometrisi, kullanılacak analiz yöntemi ve sonuçların kabul edilebilirliği gibi birçok faktöre bağlıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). 3 boyutlu analiz yöntemi daha kompleks yapıların simülasyonuna olanak sağladığı için çalışmamızda tercih edilen yöntem olmuştur.

Sonlu elemanlar analizinin sonuçları incelenen yapılarda dağılan stresler olarak ifade edilirler. Bu stresler sıkışma, gerilme, makaslama veya bu streslerin kombinasyonu olan von Mises stresler olarak ifade edilirler (Asmussen ve diğerleri, 2005). Diş hekimliğinde genellikle 3 tip stres analizi tercih edilmektedir Bunlar; von Mises, gerilme (maksimum asal), sıkışma (minimum asal) stresleridir (Gültekin ve diğerleri, 2012, s. 43).

Literatürde konu ile ilgili çalışmalar gözden geçirildiğinde; yapılan çeşitli sonlu elemanlar çalışmalarının çoğunluğunda sadece von Mises (Dejak ve Mlotkowski, 2013; Erarslan ve diğerleri, 2011) veya sadece gerilme tipi stres (Lin ve diğerleri, 2008; Lin ve diğerleri, 2009; Lin ve diğerleri, 2010) değerlerine bakıldığı görülmektedir. von Mises stresi her ne kadar tüm stres alanına bağlı ve hasar oluşma ihtimalinin yaygın olarak kullanılan bir göstergesi olsa da, iyi bir kırılma noktası göstergesi değildir. Kırılma genellikle en yüksek gerilme stresinin olduğu bölgede meydana gelmektedir (Asmussen ve diğerleri, 2005; Furuya ve diğerleri, 2014).

Restoratif materyal ve dentin dokusunun değerlendirilmesinde sıkışma ve gerilme kuvvetleri de önemlidir (Maceri ve diğerleri, 2007). Literatür gözden geçirildiğinde az sayıda araştırmacının (Maceri ve diğerleri, 2007; Yamanel ve diğerleri, 2009) sonlu elemanlar çalışmalarında farklı materyal ve restorasyon tiplerini her üç stres türü açısından da değerlendirdiği gözlenmiştir. Bu çalışmada da hem diş dokuları, hem de restoratif materyaller için von Mises, maksimum asal ve minimum asal stresleri ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Diş dokuları ve restoratif materyallerde meydana gelen stres yoğunluğu dağılımı değerlendirildiğinde; von Mises ve minimum asal streslerinin birbirleriyle benzer dağılıma sahip oldukları gözlenirken maksimum asal stres dağılımının von Mises ve minimum asal streslerine göre farklılık gösterdiği gözlenmiştir. Bu sonuç dokular ve restoratif materyallerin kırılma riski olan bölgelerinin von Mises ve sıkışma alanlarının fazla olduğu bölgelerden farklı olduğunu göstermektedir. Kırılma riski olan bölgelerin tespiti açısından maksimum asal stres değerlendirmeleri önem taşımaktadır.

Daha önce yapılan çalışmalarda kuvvetler, genellikle tek bir noktadan (tüberkül tepesi, santral fossa, marjinal kenar) oblik ya da vertikal olarak uygulanmışlardır (Yamanel ve diğerleri, 2009; Pierrisnard ve diğerleri, 2002). Bu çalışmada sert gıda parçası vasıtasıyla kuvvetlerin tek bir noktadan değil, gıda parçasının temas edeceği tüm oklüzal yüzeyden iletilmesi ile gerçeğe yakın sonuçlar elde edileceği düşünülmüştür. Modellenen sert gıda parçası premolar dişin boyutuyla orantılı olarak 8.6 mm çapı ile dişin oklüzaline tam temas halinde konumlandırılmıştır.

Ağız içi kuvvetler geniş bir yelpazede değişkenlik göstermektedir ve bu değişiklikler diş sayısı, oklüzyon tipi, hastanın oklüzal alışkanlıkları gibi faktörlere bağlı olmaktadır. Ağız içi kuvvetlerin 10 ile 431 N aralığında değere sahip olduğu rapor edilmiştir (Bayne ve diğerleri, 2002, s. 146). Çalışmamızda, yapılan benzer çalışmalar (Y. Chang ve diğerleri, 2009; Lin ve diğerleri, 2010; Pierrisnard ve diğerleri, 2002) referans alınarak yükleme için 100 N oklüzal kuvvet tercih edilmiştir.

SESA için kullanılan materyallerin özellikleri materyal yapısı içindeki stres ve gerilim dağılımlarını ciddi şekilde etkilemektedirler. Literatürde analiz için oluşturulan modeldeki materyal ve dokular homojen, lineer ve elastik olarak varsayılmaktadırlar (Lin ve diğerleri, 2009; Lin ve diğerleri, 2010; Zarone ve diğerleri, 2006). Bu çalışmada da analiz ve hesaplamalara kolaylık sağlamak amacıyla materyaller homojen, lineer ve elastik kabul edilmişlerdir.

Düğümelerde oluşan stresler düğüm etrafında yer alan 9 adet noktanın ortalama değerini vermektedir ve bu durum her zaman en yüksek stres değerini göstermemektedir. Düğümelerde oluşan streslerin değerlendirmeye dahil edilmesinin esas stres dağılımı ile ilgili en net sonucu yansıtmayacağı düşünüldüğünden çalışmamızda diş dokularında ve restoratif materyallerde oluşan en yüksek stres değerleri dikkate alınmıştır. Stres yoğunluğu dağılımı diş dokuları için tüm modellerde aynı olduğundan en yüksek streslerin değerlendirmesi modeller hakkında daha gerçekçi bilgi vermektedir. Modellerde oluşan en yüksek stres değeri farkı % 10'dan küçük olan durumlarda stresler benzer kabul edilmiştir.

Diş dokularında meydana stres yoğunluğu dağılımı kontrol grubu ile tüm modeller arasında benzerlik göstermiştir. Mine dokusu için, sağlam diş dokusunda okluzal yükleme alanı ve servikal alanda oluşan yoğunluk, restore edilen modellerde kalan mine dokusunda servikal alanda gözlenmiştir Kök dentin dokusunda stres dağılımı tüm gruplarda benzerlik göstermektedir.

Kontrol grubu ile değerlendirildiğinde tüm stres parametreleri için VMII ile restore edilmiş overley, endokron ve modifiye endokron modeller ve VE ile restore edilmiş overley ve modifiye endokron modellerin mine dokusunda daha düşük stres değerine sahip olduğu gözlenmiştir. Dentin dokusu için ise LU ile restore edilmiş modifiye endokronun ve NDR modelin kontrol grubuna göre daha düşük minimum asal strese sahip olduğu gözlenmiştir. Söz konusu restorasyon tür ve materyallerinin diş dokularında kontrol grubuna göre daha düşük stres yaratması, materyal ve restorasyon modelinin ilgili diş dokusu için koruyucu olabileceği yorumunu yapmamıza olanak sağlamaktadır.

Santos ve Bezerra (2005), çalışmalarında, direkt ve indirekt yöntemlerle restore edilmiş MOD kaviteye sahip maksiller premolar dişlerin kırılma dirençleri arasında belirgin bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Ancak literatürde direkt ve indirekt yöntemlerle restorasyonun karşılaştırılmasında indirekt yöntemin daha başarılı olduğu sonucuna varan çalışmalar da mevcuttur (Ragauska ve diğerleri, 2008; Dalphino ve diğerleri, 2002). Çalışmamızda ise tüm modeller değerlendirildiğinde; Ragauska ve diğerleri (2008) ve Dalphino ve diğerlerinin (2002), çalışmalarına paralel olarak; kalan mine dokusundaki streslere göre, indirekt tekniklerin direkt tekniklere göre daha az stres oluşturduğu ortaya çıkmıştır.

Çalışma modellerimizde ET iki köklü maksiller birinci premolar dişte oluşturulan MODP kavitede non-fonksiyonel tüberkülden 2.0 mm redüksiyon yapıldıktan sonra farklı materyallerle restorasyonlar oluşturulmuştur. Araştırma sonuçları planlanan senaryo için mine dokusu değerlendirildiğinde en başarılı modellerin sırasıyla; VMII ile restore edilmiş modifiye endokron ve VE ile restore edilmiş modifiye endokron model olduğunu ortaya koymuştur. En fazla stres birikimi ise PDR ve NDR modellerde görülmüştür. Direkt olarak restore edilen her iki modelin kalan mine dokusundaki von Mises, minimum asal ve maksimum asal stres değerlendirmeleri yapıldığında, modellerdeki stres değerlerinin birbirine benzer olduğu sonucuna varılmıştır.

Araştırma sonuçlarımız; stres analizi yapılan bölgede yer alan materyalin elastisite modülünün ilgili bölgedeki diş dokusuyla benzerlik gösterdiğinde oluşan stres değerlerinin az olduğunu göstermiştir. Tüm modellerin, kalan dentin dokusu stres değerleri değerlendirildiğinde, LU ile restore edilmiş modifiye endokron model ile NDR modelin minimum asal stres değerleri açısından en başarılı model olduğu gözlenmiştir. VMII ile restore edilen endokron modelin ise dentinde en yüksek von Mises ve minimum asal stres değerine sahip olduğunu gözlenmektedir. Modellerin farklı dokularda farklı stres değerleri oluşturması; yapılacak restorasyon tipi ve seçilecek materyalin ilgili diş dokusuyla uyumunun tedavinin başarısı için önemli olabileceğini düşündürmektedir.

İdeal bir restoratif materyalin diş dokularının mekanik özelliklerini mümkün olduğu kadar iyi taklit edebilmesi gerekmektedir. Lava Ultimate, kullanılan materyaller arasında elastisite modülü en düşük materyal olduğundan (12700 MPa) mine dokusunda meydana gelen stresler fazlalaşmıştır. Doldurucu oranının Lava Ultimate'e göre fazla olması ve yüksek ısının yanında yüksek basınç altında polimerize edilmesi Vita Enamic'in gerilme, sıkışma dayanıklılıklarının, sertliklerinin ve elastisite modülünün artmasına sebep olmuştur. Vita Enamic'in elastisite modülünün dentin ve mine dokularının arasında bir değerde olması (37800 MPa) bu materyalin mine ve dentin doku özelliklerinin arasında davranış sergilediğini göstermektedir (Marinot ve diğerleri, 2016). Vitablocks Mark II ise, 4 µm büyüklüğünde partikül içeren feldspatik seramik bir materyal olup (Fasbinder, 2012) kullanılan materyaller arasında elastisite modülü (71300 MPa) mine dokusuna en yakın olan materyaldir. Yapılan von Mises ve maksimum asal stres analizi sonucunda VMII materyalin modifiye endokron ve endokron modellerde, diğer materyallere göre stresi daha çok kendi bünyesinde absorbe ettiği ve mine dokusuna daha az stres ilettiği gözlenmiştir. Kullanılan materyaller arasında elastisite modülü en yüksek olan VMII'nin endokron ve modifiye endokron modellerde stresi azaltması Yamanel ve diğerleri'nin belirttiği elastisite modülü stres iletimi ilişkisine kısmen uymaktadır (Yamanel ve diğerleri, 2009). Yamanel ve diğerleri, stres tipi belirtmeksizin elastisite modülü düşük olan materyallerin diş dokularına stres iletiminin daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan materyaller arasında en yüksek elastisite modülüne sahip olan VMII'nin modifiye endokron ve endokron modellerde mine dokusuna en az von Mises ve maksimum asal stresi iletmesi Yamanel ve diğerlerinin sonuçlarıyla uyum göstermiştir. Ancak dentin dokusuna bakıldığında; overley modelde tüm materyallerin benzer stres değerine sahip olması ve elastisite modülü en düşük olan LU'in endokron modelde en düşük von Mises ve minimum asal stres, modifiye endokronda ise en düşük minimum asal stres iletimine sebep olması belirtilen duruma ters düşmektedir. Bu sonuç Yamanel ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan restorasyon türlerinin pulpa odası ve kök dentininden destek almayan restorasyonlar olmasına ve kullanılan materyallerin farklı olmasına bağlanabilir.

Bu çalışmaya ait dentin dokusu ile ilgili bulgular; maksiller molar dişlerde pulpa odasından destek alan endokron restorasyonların kırılma dirençlerinin değerlerindirildiği El-Damanhoury ve diğerlerine (2015) ait çalışma ile benzerlik göstermektedir. Çalışmada kullanılan materyaller; feldspatik seramik (CEREC Blocks), lityum disilikat cam seramik (e.max CAD) ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate), arasında kırılma direnci en yüksek model LU ile restore edilen model olmuştur. Araştırmamızda LU'in birinci premolar dişte dentin dokusuna stres iletimi ile ilgili sonuçları da, El-Damanhoury ve diğerlerinin (2015) çalışmalarını destekler nitelikte olup; LU'in dentin dokusuna en yakın elastisite modülüne sahip materyal olması nedeniyle diş dokusuna daha az stres iletmesi durumunu açıklamaktadır.

Mekanik özellikleri dentin dokusu ile benzerlik gösteren bir diğer materyal de kompozit rezinlerdir. Bu materyallerin elastisite modülleri, sıkışma dayanıklılıkları ve sertlikleri restoratif materyal içindeki doldurucuların hacimlerine bağlıdır (Yamanel ve diğerleri, 2009). GC-Gaenial Posterior önceden polimerize edilmiş rezin doldurucu içeren hacimce % 65 oranında doldurucuya sahip mikrofıl dolduruculu hibrit kompozittir (Al-Ahdal ve diğerleri, 2014). Geniş posterior kaviterlerin direkt kompozitle restorasyonunu mümkün kılmak ve dentin ve dentinmine bileşiminin stres absorbe eden özelliklerini taklit etmek amacıyla üretilmiş kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (everX Posterior) ile, kompozit materyallerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amaçlanmıştır. Literatürde fiber post sistemleri ile FGK'lerin etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur (Erarslan ve diğerleri, 2011; Garoushi ve diğerleri, 2007; Miao ve diğerleri, 2016). Erarslan ve diğerleri (2011), çalışmalarında post kullanımının kök dentininde von Mises stres artışına sebep olduğunu, restorasyonu fiberle güçlendirmenin stres iletimini azalttığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, köklerden FGK ile destek alan NDR modelde dentin dokusunda elde edilen von Mises ve minimum asal stres değerlerinin kökten cam fiber post ile destek alan PDR modelde elde edilen değerlerden daha düşük olması Erarslan ve diğerlerinin (2011) bulgularını destekler niteliktedir.

Ulusoy ve diğerlerinin 1991 yılında gündeme getirdikleri direkt yöntemle uygulanan Nayyar tekniğinin literatürde alternatif bir adeziv restorasyon şekliyle

karşılaştırılması söz konusu olmamıştır. Bu çalışma Nayyar tekniğinin diğer restorasyon türleriyle karşılaştırılması bakımından önemlidir. 1991 yılında yapılan çalışmada kompozitin, amalgam dolgu maddesine benzer kırılma dayanıklılığı gösterdiği ve direkt restorasyon tekniği için tercih edilebilir bir materyal olabileceği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında ise NDR'nin kontrol gurubuna göre dentin dokusunda düşük stres oluşumuna sebep olması, direkt teknikte FGK ile birlikte Nayyar tekniğinin uygulanabilirliğini gündeme getirmektedir. Nayyar tekniği uygulanırken restorasyon materyali olarak FGK kullanılması dentinde stres birikimini olumlu etkilerken mine dokusunda aynı etkiyi göstermemektedir. Bu nedenle Nayyar tekniğinin etkinliğini değerlendirme adına daha çok çalışmaya gerek duyulmaktadır. Yapılacak *in-vitro* çalışmaların yanı sıra klinik çalışmalar da bu tekniğin kullanılabilirliğini belirlemede önemli olacaktır.

Çalışmamızda siman kalınlığı 50 µm, adeziv kalınlık ise 10 µm olarak belirlenmiştir. Belirlenen ara yüz kalınlıkları çok ince olduğundan siman ve adeziv ara yüzleri diş dokularının bir parçası kabul edilmiştir. Literatürde bu durumla ilgili benzer çalışmalar bulunmakla birlikte (Davy ve diğerleri, 1981; Du ve diğerleri, 2011) ara yüz stres değerlerinin belirlenememesi bu çalışmanın bir limitasyonu olarak belirlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi kompleks sistemleri taklit etmede gerçeğe en yakın yöntemlerden biri olarak sayılsa da, karmaşık yapılarıdaki oral koşulları her zaman ortaya koyamamaktadır. Yükleme koşullarının çiğneme kuvvetlerini tam olarak yansıtamaması, rezin ve adeziv kalınlıkları diş dokuları içerisinde değerlendirmek, materyal özellikleri (elastik, homojen, lineer) gibi teorik varsayımlar sonuçları etkileyebilmektedir (Erarslan ve diğerleri, 2011; Lin ve diğerleri, 2009). Konuya daha iyi bir açılım getirebilmek ve bu dezavantajların üstesinden gelebilmek için fonksiyonel tüberküle kırılmış ET maksiller birinci premolar dişin farklı yöntemler ve materyallerle restorasyonunun biyomekanik olarak değerlendirilmesinde yeni *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalar ile uzun dönem klinik takiplere gerek olduğu düşüncesindeyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu araştırmada farklı yöntemler ve materyaller kullanılarak restore edilen fonksiyonel tüberkül kaybı olan maksiller birinci premolar dişin restorasyonunun stres dağılımı 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak incelenmiş ve çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Çalışmada yer alan tüm modellerde diş dokularında meydana gelen stres dağılımı kontrol grubuyla benzerlik göstermiştir.
2. Çalışmada kullanılan modellerde kalan mine dokusu değerlendirildiğinde, indirekt tekniklerle restorasyonun direkt tekniklere göre planlanan senaryoda daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.
3. Araştırma sonuçlarımız; fonksiyonel tüberkül kaybı olan maksiller birinci premolar dişin restorasyonunda mine dokusu için en başarılı materyal ve modellerin sırasıyla; VMII ve VE ile restore edilmiş modifiye endokron model, dentin dokusu için ise LU ile restore edilmiş modifiye endokron ve NDR model olduğunu ortaya koymuştur.
4. Restoratif materyalin ilgili diş dokusu bölgesiyle yakın elastisite modülüne sahip olması materyalin diş dokusuna daha az stres iletmesini sağlamaktadır. Bu sonuçlar ışığında tedavi planlaması yapılırken kayıp diş dokusuna yakın elastisite modülüne sahip restoratif materyalin seçilmesi önerilmektedir.
5. Yapılan stres analizi sonuçları, kalan mine dokusunda oluşan tüm streslerde ve dentin dokusunda oluşan von Mises ve minimum asal streslerde modifiye endokron modelinin aynı materyal baz alınarak endokron modelle kıyaslamasında daha az stres ilettiğini ortaya koymuştur. Bu sonuç ışığında pulpa odası derinliği 2 mm olan fonksiyonel tüberkülü kırılmış ET maksiller birinci premolar dişin kök kanallarından destek alınarak restore edilmesi önerilebilir.
6. İki köklü maksiller birinci premolar dişte palatinal kökte cam fiber post kullanılması stres yoğunluğu dağılımını değiştirmemiştir.

7. Nayyar teknik FGK ile birlikte kullanıldığında düşük stres iletimine neden olduğu için dentin dokusunu korumaktadır. Fonksiyonel tüberküle kırılmış ET dişlerin restorasyonunda; kök kanalları ve pulpa odasının FGK kullanılarak, koronal kısmın ise mine dokusuna yakın elastisitede bir CAD/CAM materyal ile restore edilip, bu kombine restorasyon türünün diş dokularına stres iletimini azaltabilme olasılığının araştırılması önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Alaçam, T., Alaçam, A., Aydın, M., Tınaz, C., Ömürlü, H., Can, H.E., ve diğerleri. (2012). *Endodonti*. Ankara. Özyurt Matbaacılık.
- Albero, A., Pascual, A., Camps, I., ve Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-e500.
- Al-Hazaimeh, N. ve Gutteridge, D. L. (2001). An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations. *International Endodontic Journal*, 34(1), 40-46.
- Altıncı, P. ve Kiremitçi, A. (2007). Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(3), 102-113.
- Aquilino, S. A., ve Caplan, D. J. (2002). Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 256-263.
- Akkayan, B., ve Gülmez, T. (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 431-437.
- Al-Ahdal, K., Silikas, N., ve Watts, D. C. (2014). Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dental Materials*, 30(5), 517-524.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Arıkan, S. (2005). Posterior Kompozit Restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(1), 1-8.

- Asmussen, E., Peutzfeldt, A., ve Heitmann, T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry*, 27(4), 275-278.
- Asmussen, E., Peutzfeldt, A., ve Sahafi, A. (2005). Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 321-329.
- Aversa, R., Apicella, D., Perillo, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., ve diğeri. (2009). Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental Materials*, 25(5), 678-690.
- Ayalı, A. (2012) *Mandibular angulus bölgesi favorable ve unfavorable fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi*, Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa
- Barreto, B. C. F., Van Ende, A., Lise, D. P., Noritomi, P. Y., Jaecques, S., Vander Sloten, J. ve diğeri. (2016). Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. *Clinical Oral Investigations*, 20(5), 959-966.
- Bayne, S.C, Thomson J.Y. ve Taylor D.F. (2002). Dental Materials. T.M Roberson, H.O. Heyman, ve E.J. Swift (Ed.) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (s. 146). USA: Mosby.
- Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Journal of British Dental*, 204, 505-511.
- Biacchi, G. R., ve Basting, R. T. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative Dentistry*, 37(2), 130-136.

- Bindl, A., ve Mormann, W. H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed CEREC endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1, 255-266.
- Borchers, L. ve Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155-159.
- Butterworth, C., Ellakwa, A. E., ve Shortall, A. (2003). Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, 30(6), 300-306.
- Butz, F., Lennon, Á. M., Heydecke, G., ve Strub, J. R. (2001). Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(1), 58-64.
- Candan Ü. (2007). *Pediatric diş hekimliğinde fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin aşırı kron harabiyeti gösteren dişlerdeki başarısının incelenmesi*, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Candan Ü. ve Eronat N. (2008). Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 1-12.
- Castellani, D., Baccetti, T., Giovannoni, A., ve Bernardini, U. D. (1994). Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 7(2), 149-154.
- Cheung, W. (2005). A review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *The Journal of the American Dental Association*, 136(5), 611-619.
- Chang, C. Y., Kuo, J. S., Lin, Y. S., ve Chang, Y. H. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*, 4(3), 110-117.

- Chang, Y. H., Lin, W. H., Kuo, W. C., Chang, C. Y., ve Lin, C. L. (2009). Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: a finite element study. *Medical&Biological Engineering&Computing*, 47(4), 367-374.
- Chen, M.H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-560.
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., ve Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344.
- Coldea, A., Swain, M. V., ve Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
- Dalpino, P. H., Francischone, C. E., Ishikiriyama, A., ve Franco, E. B. (2002). Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *American Journal of Dentistry*, 15(6), 389-394.
- Darendeliler-Yaman, S. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5(1), 87-96.
- Davy, D.T., Dilley, G.L. ve Krejci, R.F. (1981) Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *Journal of Dental Research*, 60(7), 1301-1310.
- Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar* (2011). Ankara: Güneş Kitabevi.
- Dejak, B., ve Młotkowski, A. (2013). 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials*, 29(12), e309-e317.

- Deliperi, S., Bardwell, D.N., ve Coiana, C. (2005). Reconstruction of devital teeth using direct fiber-reinforced composite resins: a case report. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7, 165–171.
- Deliperi, S. (2008). Direct fiber-reinforced composite restoration in an endodontically treated molar: a three year case report. *Operative Dentistry*, 33(2), 209–214.
- Della Bona, A., Borba, M., Benetti, P., Duan, Y., ve Griggs, J. A. (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *Journal of Dentistry*, 41(5), 412-419.
- Denry, I. L. (2012). Restorative Materials- Ceramics. R.L. Sakaguchi ve J.M. Powers, (Ed.) *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Mosby.
- Denry, I., ve Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-368.
- Du, J.K., Lin, J.K., Wang, W.K., Lee, C.H., Li, H.E., ve Wu, J.H. (2011). FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology*, 99(2), 148-154.
- Duymuş, Z. Y., ve Özdoğan, A. (2016). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 193-196.
- Dzieciatkowska, M. (2015). Reconstruction of a tooth with composite endocrown following root canal treatment. *Journal of Endodontic Practice*.
- Edelhoff, D., ve Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22(3), 241-249.

- ElAyouti, A., Serry, M. I., Geis-Gerstorfer, J., ve Löst, C. (2011). Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *International Endodontic Journal*, 44(6), 543-549.
- El-Damanhoury, H. M., Haj-Ali, R. N., ve Platt, J. A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201-210.
- Eraslan, O., Eraslan, O., Eskitascioglu, G., ve Belli, S. (2011). Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clinical Oral Investigations*, 15(3), 403-408.
- Fasbinder, D.J. (2010). The CEREC system 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *American Dentistry Association*, 141, 3-4.
- Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50-58.
- Ferrari, M., Vichi, A. ve Garcia-Godoy, F. (2000). Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *American Journal of Dentistry*, 13(Special Issue), 15B-18B.
- Frank, A.L. (1959). Protective coronal coverage of the pulpless tooth. *The Journal of the American Dental Association*, 59, 895-900.
- Freeman, M.A., Nicholls, J.I., Kydd, W.L., Harrington, G.W. (1998). Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. *Journal of Endodontics*, 24(1), 26-32.
- Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J., ve Goldberg, A. J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 311-318.

- Furuya, Y., Huang, S. H., Takeda, Y., Fok, A., ve Hayashi, M. (2014). Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dental Materials Journal*, 33(6), 852-858.
- Gaintantzopoulou, M. D., ve El-Damanhoury, H. M. (2016). Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative Dentistry*, 41(6), 607-616.
- Garoushi, S., Vallittu, P. K., ve Lassila, L. V. (2007). Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *Journal of Dentistry*, 35(9), 731-736.
- Garoushi, S., Tanner, J., Vallittu, P.K., ve Lassila L.V.J. (2012). Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The Open Dentistry Journal*, 6, 41–45.
- Garoushi, S., Mangoush, E., Vallittu, M., ve Lassila, L. (2013). Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. *The Open Dentistry Journal*, 7, 181-185.
- Geng, J. P., Tan, K. B.C, ve Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., ve Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
- Gökçe, K. ve Özel, E. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(3), 52-60.
- Gültekin B.A., Gültekin,P. Ve Yalçın, S. (2012) Application of finite element analysis in implant dentistry. F Ebrahimi, (Ed.) *Finite element anlaysis-new trends and developments*. Croatia: InTech.

- Güth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., ve Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865-871.
- Gürbulak, A. G., Leblebicioğlu, İ., ve Yancar, Y. (2012). Güncel post yaklaşımları ve karşılaşılan başarısızlıklar-Contemporary post approaches and the failures. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 46(3), 61-67.
- Hannig, C., Westphal, C., Becker, K., ve Attin, T. (2005). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 342-349.
- Helfer, A. R., Melnick, S., ve Schilder, H. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 34(4), 661-670.
- Hervás-García, A., Martínez-lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Bajau-Escribano, A. ve Fos-Glave, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia and Oral Cirugia Bucal*, 11(2), 215-220.
- Hommeze, G. M. G., Coppens, C. R. M., ve De Moor, R. J. G. (2002). Periapical health related to the quality of coronal restorations and root fillings. *International Endodontic Journal*, 35(8), 680-689.
- Hooshmand, T., Parvizi, S., ve Keshvad, A. (2008). Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 17(5), 415-419.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 53(4), 297-303.

- Huang, T. J. G., Schilder, H., ve Nathanson, D. (1992). Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of Endodontics*, 18(5), 209-215.
- Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., ve McCabe, J. F. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-795.
- Johnson, J. K., Schwartz, N. L., ve Blackwell, R. T. (1976). Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 93(3), 597-605.
- Kalay, T. S., Yildirim, T., ve Ulker, M. (2016). Effects of different cusp coverage restorations on the fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 404-410.
- Kemaloğlu, H., Emin Kaval, M., Türkün, M. Ve Miçooğluları Kurt S. (2015). Effect of novel restoration techniques on the fracture resistance of teeth treated endodontically: An *in vitro* study. *Dental Materials Journal*, 34(5):618-622.
- Koshi, F., Cengiz, E., Faruk, E. R., ve Ulusoy, N. (2015). Restoratif diş hekimliğinde nanoteknoloji. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 266-274.
- Köksal, T., Dikbaş, İ. ve Çapa, N. (2007). Seramik inley ve onley restorasyonlar. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 41, 71-82.
- Krasner, P., ve Rankow, H. J. (2004). Anatomy of the pulp-chamber floor. *Journal of Endodontics*, 30(1), 5-16.
- Krishnamurthy N. (2008). Finite Element Method. J. Geng, W. Yan ve W. Xu (Ed.) *Application of Finite Element Method in Implant Dentistry*. Berlin, Zhejiang University Press.

- Kurtulmuş Yılmaz, S. (2011). *Farklı zirkonya tam seramik sistemlerinin translusensi ve renk özelliklerinin karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa.
- Leung, B. T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P., ve Pow, E. H. (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114 (3), 440-446.
- Levent, H., ve Karaağaçlıoğlu, L. (2004). Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 135-142.
- Lim, K., Yap, A. U. J., Agarwalla, S. V., Tan, K. B. C., ve Rosa, V. (2016). Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 24(5), 447-452.
- Lin, C. L., Chang, Y. H., ve Liu, P. R. (2008). Multi-factorial analysis of a cuspl-replacing adhesive premolar restoration: a finite element study. *Journal of Dentistry*, 36(3), 194-203.
- Lin, C. L., Chang, Y.H. ve Pa, C.A. (2009). Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. *Journal of Endodontics*, 3(10), 1391-1395.
- Lin, C. L., Chang, Y. H., Chang, C. Y., Pai, C. A., ve Huang, S. F. (2010). Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European Journal of Oral Sciences*, 118(1), 87-93.
- Lin, C.L., Chang, Y.H. ve Pai, C. A. (2011). Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental Materials*, 27, 431-438.

- Maceri, F., Martignoni, M., ve Vairo, G. (2007). Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2386-2398.
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., ve Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-495.
- Mannocci, F., Bertelli, E., Sherriff, M., Watson, T. F., ve Ford, T. P. (2002). Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(3), 297-301.
- Mannocci, F., Qualtrough, A. J., Worthington, H. V., Watson, T. F., ve Pitt Ford, T. R. (2005). Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Operative Dentistry*, 30(1), 9-15.
- Mannocci, F., Bhuva, B., ve Stern, S. (2011). Restoring teeth following root canal re-treatment. *Endodontic Topics*, 19(1), 125-152.
- McCabe, J. F. ve Walls, A.W.G. (2008). *Applied Dental Materials*. Oxford: Blackwell Publishing.
- McComb, D. (2008). Restoration of the endodontically treated tooth. *Ensuring Continuing Trust-DISPATCH*, 1-20.
- Miao, Y., Liu, T., Lee, W., Fei, X., Jiang, G., ve Jiang, Y. (2016). Fracture resistance of palatal cusps defective premolars restored with polyethylene fiber and composite resin. *Dental Materials Journal*, 35(3), 498-502.
- Mitra, S. B. (2012). Restorative Materials- Polymers. . R.L. Sakaguchi ve J.M. Powers, (Ed.) *Craig's Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Mosby.

- Mondelli, R. F. L., Ishikiriama, S. K., Oliveira Filho, O. D., ve Mondelli, J. (2009). Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage. *Journal of Applied Oral Science*, 17(3), 161-165.
- Morgano, S. M., Rodrigues, A. H., ve Sabrosa, C. E. (2004). Restoration of endodontically treated teeth. *Dental Clinics*, 48(2), 397-416.
- Murchison, D.F., Roeters J., Vargas, M.A. ve Chan, D.C.N. (2006). Direct anterior restorations. J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.) *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach*. Illinois: Quintessence Publishing.
- Narang, P., Murthy, B. S., ve Mathew, S. (2006). Evaluation of two post and core systems using fracture strength test and finite element analysis. *Journal of Conservative Dentistry*, 9(3), 99-103.
- Nayyar, A., Walton, R. E., ve Leonard, L. A. (1980). An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(5), 511-515.
- Nelson, S.J. ve Ash, M.M. (2015). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. China: Elsevier.
- O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. (3rd ed.) Illinois: Quintessence Publishing.
- Oliveira, F. D. C., Denehy, G. E., ve Boyer, D. B. (1987). Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 115(1), 57-60.
- Ozsevik, A. S., Yildirim, C., Aydin, U., Culha, E., ve Surmelioglu, D. (2015). Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Australian Endodontic Journal*, 42(2), 82-87.

- Papa, J., Cain, C., ve Messer, H. H. (1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, 10(2), 91-93.
- Pegoretti, A., Fambri, L., Zappini, G., ve Bianchetti, M. (2002). Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*, 23(13), 2667-2682.
- Pierrisnard, L., Bohin, F., Renault, P., ve Barquins, M. (2002). Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4), 442-448.
- Pilo, R., Cardash, H. S., Levin, E., ve Assif, D. (2002). Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(3), 302-306.
- Plotino, G., Buono, L., Grande, N. M., Pameijer, C. H., ve Somma, F. (2008). Nonvital tooth bleaching: a review of the literature and clinical procedures. *Journal of Endodontics*, 34(4), 394-407.
- Polesel, A. (2014). Restoration of the endodontically treated posterior tooth. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 28(1), 2-16.
- Ragauska, A., Apse, P., Kasjanovs, V., ve Berzina-Cimdina, L. (2008). Influence of ceramic inlays and composite fillings on fracture resistance of premolars in vitro. *Stomatologija*, 10(4), 121-126.
- Ramoğlu, S., ve Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9, 175-180.
- Randow, K., ve Glantz, P. O. (1986). On cantilever loading of vital and non-vital teeth an experimental clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 44(5), 271-277.

- Reeh, E. S., Messer, H. H., ve Douglas, W. H. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 15(11), 512-516.
- Rinke, S., Pabel, A. K., Rödiger, M., & Ziebolz, D. (2016). Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Reports In Dentistry*, 2016.
- Rocca, G. T., ve Krejci, I. (2013). Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 8(2), 156-179.
- Rosenblum, M.A. ve Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, 128(3), 297-307.
- Ruse, N.D. ve Sadoun, M.J. (2014). Resin composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 20(10), 1-3.
- Santos, M. J. M. C., ve Bezerra, R. B. (2005). Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *Journal of Canadian Dental Association*, 71(8), 585-585d.
- Sakaguchi, R.L. (2012). Fundamentals of materials science. R.L. Sakaguchi ve J.M. Powers, (Ed.) *Craig's Restorative Dental Materials..* Philadelphia: Mosby.
- Schwartz, R. S., ve Robbins, J. W. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontics*, 30(5), 289-301.
- Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R. ve Brackett, S.E. (2010.). *Sabit Protezin Temelleri* (M.K., Ünsal ve A., Üşümez, Çev.). Türkiye: Quintessence Yayıncılık.

- Soares, C. J., Soares, P. V., Santos-Filho, P. C. F., Castro, C. G., Magalhaes, D., ve Versluis, A. (2008). The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. *Journal of Endodontics*, 34(8), 1015-1019.
- Soares, P. V., Santos-Filho, P. C. F., Martins, L. R. M., ve Soares, C. J. (2008). Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(1), 30-37.
- Sorensen, J. A., ve Engelman, M. J. (1990). Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(5), 529-536.
- Swift, E.J., Sturdevant, J.R. ve Ritter, A.V. (2002). Classes I and II Indirect Tooth-Colored Restorations. T.M. Roberson, H.O. Heyman, ve E.J Swift. (Ed.) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (s.579). USA: Mosby.
- Tokgöz Çetindağ, M, ve Meşe, A. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
- Tosun, S., Özşevik, A. S., ve Aydın, U. (2015). Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Medical Journal*, 22(1), 33-38.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal Of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200-203.
- Ulusoy M. ve Aydın K., (2005), *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. (2. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Ulusoy, N., Nayyar, A., Morris, C. F., ve Fairhurst, C. W. (1991). Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(3), 330-335.

- Ural, Ç. (2011) Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve CAD-CAM Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*. 86(1), 27-38.
- Ure, D. ve Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Uptade*, 30(1). 10-15.
- Uzun, G., ve Keyf, F. (2007). Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: polietilen fiber post. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 43-48.
- 3M ESPE Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. Erişim: 14.10.2017; <http://multimedia.3m.com/mws/media/747392O/lava-ultimate-restorative-instructions-for-use-english.pdf>
- 3M paradigm MZ100 block. (2000). (s. 2-25). Erişim: 16.10.2015, <http://multimedia.3m.com/mws/media/77596O/paradigmtm-mz100-block-for-cerecr-technical-product-profile.pdf>
- Vallittu, P. K. (1996). A Review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 5(4), 270-276.
- Wendler, M., Belli, R., Petschelt, A., Mevec, D., Harrer, W., Lube, T., ve diğerleri. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*, 33(1), 99-109.
- Yamanel, K., Çağlar, A., Gülşahi, K., ve Özden, U. A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal*, 28(6), 661-670.
- Yıkılğan, İ., ve Bala, O. (2013). Endodontik tedavi görmüş dişlerin konservatif restorasyonları. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 44-48.

- Zarone, F., Sorrentino, R., Apicella, D., Valentino, B., Ferrari, M., Aversa, R., ve diğeri. (2006). Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental Materials*, 22(11), 1035-1044.
- Zhi-Yue, L., ve Yu-Xing, Z. (2003). Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 368-373.
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O. ve Lussi, A. (2010). Composite materials: compositions, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin*, 120(11), 972-986.

YAYINLAR

1. Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI-SCI Expanded) yayınlar

Gulec, L. ve Ulusoy, N. (2017) Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses, *BioMed Research International*, 2017, Article ID 5638683, doi:10.1155/2017/5638683.

2. Scopus'ta taranan dergilerdeki yayınlar

Güleç, L., Ulusoy, N., ve Cengiz, E. (2016). Indirect resin composite restorations fabricated with chairside CAD/CAM systems. *Cumhuriyet Dental Journal*, 19(3), 247-255.

3. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Koshi, F., **Güleç, L.**, Hacıoğulları, İ., Cengiz, İ, Ulusoy, N. (2015). Farklı marka kompozitlerin birlikte kullanılmasının mikro-makaslama bağlanma dayanımı açısından değerlendirilmesi. 21st TDA International Dental Congress, İstanbul, Turkey.

Ulusoy, N., **Gulec, L.**, Koshi, F., Hacıoğulları, İ., Cengiz, E. (September, 2015). Micro-shear bond strength of resin cements to Er,Cr:YSGG laser and acid etched enamel. 39th Annual Conference of EPA, Czech Republic, Prague.

Hacıoğulları İ, **Güleç L**, Cengiz E, Ulusoy N (May 2016) Efficiency of Office-bleaching agents on stained resin composites and teeth. 22nd TDA International Dental Congress, İzmir, Turkey

Güleç L, Ulusoy N. Endodontik tedavili maksiller birinci premoların farklı tiplerde overlay ile restorasyonunun sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi (Ekim 2016). Restoratif Diş Hekimliği Derneği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İSTANBUL.

Orözü Ö.İ., Karadağlıoğlu B, Karakaya İ, **Güleç L**, Ulusoy N. (Ekim 2016) Farklı Tipte İki Kompozitin Bulk-Fill ve Cam İonomer ile Kullanımında Renk ve Translusensi Değişiminin İncelenmesi Restoratif Diş Hekimliği Derneği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İSTANBUL

Karakaya İ, Cengiz E, **Güleç L**, Ulusoy N. (Ekim 2016). Renklendirici ajanların, rezin kompozitler ve CAD/CAM bloklar üzerindeki etkileri. Restoratif Diş Hekimliği Derneği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İSTANBUL.

Gulec, L. ve Ulusoy, N. (March, 2017). Stress Analysis of Reinforcing Cusp-Replacing Premolar Restorations With Different Techniques. *Journal of Dental Research*, Vol. 96, Special Issue A.