



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLER
İLE TEDAVİ EDİLEN KÖK KANAL TEDAVİLİ MAKSİLLER
KESİCİ DİŞLERDE OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Özge SÖNMEZ UZEL
UZMANLIK TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Buket AYNA

DİYARBAKIR-2023



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT REZİNLER
İLE TEDAVİ EDİLEN KÖK KANAL TEDAVİLİ MAKSİLLER
KESİCİ DİŞLERDE OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Özge SÖNMEZ UZEL
UZMANLIK TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Buket AYNA

DİYARBAKIR-2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu; tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

02/03/2023

Özge SÖNMEZ UZEL

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgileriyle bana yol gösteren, her daim yardımını ve desteğini hissettiğim, tez çalışmam süresince bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Buket AYNA'ya

Uzmanlık eğitimim boyunca yalnızca klinik ve akademik alanda değil her konuda değerli bilgi ve görüşleri ile bana her zaman yol gösteren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Sema ÇELENK'e, Prof. Dr. İzzet YAVUZ'a, Prof. Dr. Emin Caner TÜMEN'e, Dr. Öğr. Üyesi İsmet Rezani TOPTANCI'ya, Dr. Öğr. Üyesi Ebru AKLEYİN'e ve Dr. Dt. Ayşe GÜNAY'a

Aynı klinikte büyük bir özveri ve güler yüzle çalıştığım huzurlu çalışma ortamı yaratan sevgili arkadaşlarım Dt. Büşra TEKİN'e, Dt. Ruşen DEMİR'e ve Dt. Elif BARIŞ'a

Bölümün bana kattığı, desteklerini ve samimiyetlerini hep hissettiğim, uzmanlık eğitim boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım arkadaşlarım Dt. Elif Burcu HARMAN'a, Fatma BUDAK'a, Alparslan Mustafa ÇELER'e

Tez çalışmam boyunca uzak mesafelerden bile sevgisini ve desteğini hep hissettiğim, her zaman yanımda olan canım arkadaşım Güleycan TUĞRUL'a

Hayatım boyunca aldığım tüm kararları destekleyen, koşulsuz her zaman yanımda olan, her daim sevgisini ve yardımlarını benden esirgemeyen, beni bugünlere getiren canım annem Rahmiye Sönmez'e, canım babam İbrahim SÖNMEZ'e, canım ağabeyim Onur SÖNMEZ'e

Yaşadığım bu zorlu süreçte tecrübeleriyle bana yol gösterip destek olan, beni güçlendiren, bana her zaman sevgi ve anlayış ile yaklaşan, ihtiyacım olduğunda yanımda olan, sonsuz sevgisini hep hissettiğim sevgili eşim Dt. Mehmet Alper UZEL'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.22.013 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ.....	xiii
1. ÖZETLER	1
1.1. Türkçe Özet	1
1.2. İngilizce Özet	3
2. GİRİŞ ve AMAÇ	5
3. GENEL BİLGİLER.....	9
3.1. Travmatik Dental Yaralanmalar	9
3.2. Travmatik Dental Yaralanmaların Sınıflandırılması	11
3.2.1. Mine-dentin-pulpa kırığı	12
3.2.1.1. Kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişlerde tedavi	13
3.2.1.2. Kök gelişimi tamamlanmış daimi dişlerde tedavi	15
3.3. Kök Kanal Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler.....	16
3.4. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Temel Prensipler	17
3.5. Kompozit Resinler	19
3.5.1. Kompozit resinlerin sınıflandırılması	20
3.5.1.1. Doldurucu büyüklüğüne göre kompozit resinler.....	20
3.5.1.1.1. Megafil kompozit resinler.....	20
3.5.1.1.2. Makrofil kompozit resinler	20
3.5.1.1.3. Midifil kompozit resinler	21

3.5.1.1.4. Minifil kompozit rezinler	21
3.5.1.1.5. Mikrofil kompozit rezinler	21
3.5.1.1.6. Hibrit kompozit rezinler	21
3.5.1.1.7. Nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler	22
3.5.1.2. Viskozitesine göre kompozit rezinler	23
3.5.1.2.1. Kondanse olabilen (tepilebilir) kompozit rezinler	23
3.5.1.2.2. Akışkan kompozit rezinler	24
3.5.1.3. Polimerizasyon şekline göre kompozit rezinler.....	24
3.5.1.3.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler	24
3.5.1.3.2. Ultraviyole (UV) ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler	24
3.5.1.3.3. Görünür ışıqla polimerize olan kompozit rezinler	25
3.5.1.3.4. Lazer ışığıyla polimerize olan kompozit rezinler	25
3.5.1.3.5. Hem kimyasal olarak hem de görünür ışıqla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler.....	25
3.5.1.4. Güncel kompozit rezinler	26
3.5.1.4.1. Ormoserler.....	26
3.5.1.4.2. Giomerler.....	26
3.5.1.4.3. Siloranlar	26
3.5.1.4.4. İyon salabilen kompozit rezinler	27
3.5.1.4.5. Antibakteriyel kompozit rezinler.....	27
3.5.1.4.6. Self adeziv kompozit rezinler	27
3.5.1.4.7. Bulk fill kompozit rezinler	28
3.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler	28
3.6.1. Tipine göre fiberler.....	30

3.6.1.1. Karbon-grafit fiberler	30
3.6.1.2. Aramid fiberler	30
3.6.1.3. Cam fiberler	31
3.6.1.4. Polietilen fiberler	33
3.6.2. Oryantasyonuna göre fiberler	36
3.6.2.1. Tek yönlü (paralel) fiberler	36
3.6.2.2. İki yönlü (dokuma, örgü formunda) fiberler	36
3.6.2.3. Kırpılmış (chopped) fiberler	38
3.6.3. Monomer infiltrasyonuna göre fiberler	38
3.6.3.1. Preinfiltre fiberler	38
3.6.3.2. Non-preinfiltre fiberler	38
3.6.4. FGKR'nin özelliklerini etkileyen faktörler	39
3.6.5. FGKR'lerin avantajları	40
3.6.6. FGKR'lerin dezavantajları	40
3.6.7. Diş hekimliğinde fiberlerin kullanım alanları	40
3.7. FGKR 'lerin Post Olarak Kullanımı	42
3.7.1. Karbon fiber postlar	44
3.7.2. Aramid fiber postlar	45
3.7.3. Cam fiber postlar	45
3.7.4. Kuartz fiber postlar	47
3.7.5. Polietilen fiber postlar	48
3.8. Kısa Fiber Takviyeli Kompozit Resin	49
3.9. Diş Hekimliği ve Biyomekanik	51
3.9.1. Biyomekanik ile ilgili temel kavramlar	51
3.9.2. Diş hekimliğinde stres analiz yöntemleri	54
3.9.2.1. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi	55

3.9.2.2. Fotoelastik stres analizi yöntemi	55
3.9.2.3. Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi	55
3.9.2.4. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi	56
3.9.2.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi	56
3.9.2.6. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi	56
3.9.2.7. SEA yöntemi.....	56
3.9.2.7.1. SEA yönteminin avantajları	57
3.9.2.7.2. SEA yönteminin dezavantajları	57
3.9.2.7.3. SEA temel kavramları	58
3.9.2.7.4. SEA yöntemi yapım aşamaları	59
4. GEREÇ ve YÖNTEM.....	61
4.1. Tomografi Verisinden .stl Modelin Oluşturulması.....	61
4.2. Mukoza, Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemik Modellemesi.....	62
4.3. Mine, Dentin, Periodontal Ligament, Pulpa, Kök Kanalı ve Materyallerin Modellemesi	63
4.4. Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Tanıtılması	65
4.5. Horizontal ve Oblik Kırık Hattına Sahip Diş Modellerinin Oluşturulması	66
4.6. Tedavi Modellerinin Hazırlanması	67
4.7. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	78
4.8. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları.....	78
4.9. Kuantitatif Model Bilgileri	80
4.10. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Komponentler Arasındaki Bağlantı Durumu.....	80
5. BULGULAR	81
6. TARTIŞMA	97
7. SONUÇ.....	117
7.1. Öneriler.....	117

8. KAYNAKLAR	118
9. ÖZGEÇMİŞ.....	144
10. EKLER.....	145
10.1. Etik Kurul Onay Sayfası.....	145
11. ORİJİNALLİK RAPORU.....	146



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Dentinin ve farklı restoratif materyallerin elastisite modülleri	44
Tablo 2. Kullanılan materyallerin elastik modülü ve poisson oranları.....	65
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri	65
Tablo 4. Düğüm ve eleman sayıları.....	80
Tablo 5. Model 1'e ait von Mises stres değeri	81
Tablo 6. Model 2'e ait von Mises stres değerleri	82
Tablo 7. Model 3'e ait von Mises stres değerleri	83
Tablo 8. Model 4'e ait von Mises stres değerleri	84
Tablo 9. Model 5'e ait von Mises stres değerleri	85
Tablo 10. Model 6'ya ait von Mises stres değerleri	86
Tablo 11. Model 7'ye ait von Mises stres değerleri	87
Tablo 12. Model 8'e ait von Mises stres değerleri	88
Tablo 13. Model 9'a ait von Mises stres değerleri	89
Tablo 14. Model 10'a ait von Mises stres değerleri	90
Tablo 15. Model 11'e ait von Mises stres değerleri	91
Tablo 16. Bütün modellerin stres miktarları ve modellerde kullanılan materyallerin iç stres miktarları	95

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Karbon fiber	30
Şekil 2. Aramid fiber	31
Şekil 3. Örgü formunda cam fiber fiber	32
Şekil 4. Tek yönlü cam fiber	33
Şekil 5. Tek yönlü polietilen fiber	35
Şekil 6. Örgü yapıda polietilen fiber	35
Şekil 7. Farklı genişliklerde leno dokuma yapısında polietilen fiber	35
Şekil 8. Tek yönlü fiberin şematik görüntüsü	36
Şekil 9. Örgü fiber	37
Şekil 10. Dokuma fiber	37
Şekil 11. Leno dokuma fiber	37
Şekil 12. Karbon fiber postlar	45
Şekil 13. Tek yönlü cam fiber post örneği	47
Şekil 14. Örgü yapıda cam fiber post örneği	47
Şekil 15. Kuvartz fiber post	48
Şekil 16. Ribbond'un daimi dişte post olarak kullanımı	49
Şekil 17. Kısa fiber takviyeli kompozit rezin	51
Şekil 18. Gerilme türlerinin şematize şekli	52
Şekil 19. Tomografi verilerinden SEA için maksiller kesici diş modeli oluşturulması	62
Şekil 20. Maksiller kortikal kemiğin modellenmesi	63
Şekil 21. Maksiller mukoza modellenmesi	63
Şekil 22. Maksiller trabeküler kemiğin modellenmesi	63
Şekil 23. Maksiller kesici dişin mine tabakasının modellenmesi	64
Şekil 24. Maksiller kesici dişin dentin tabakasının modellenmesi	64

Şekil 25. Maksiller kesici dişin pulpasının modellenmesi	64
Şekil 26. Maksiller kesici dişin periodontal ligamentinin modellenmesi	64
Şekil 27. Horizontal kırık hattına sahip maksiller kesici diş modellenmesi	66
Şekil 28. Oblik kırık hattına sahip maksiller kesici diş modellenmesi	66
Şekil 29. a. Kök gelişimi tamamlanmış sağlıklı daimi maksiller kesici diş arayüz kesitsel görüntüsü. b. Kök gelişimi tamamlanmış sağlıklı daimi maksiller kesici diş bukkal yüz görüntüsü.....	67
Şekil 30. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü.....	68
Şekil 31. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü.....	69
Şekil 32. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü	70
Şekil 33. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü.....	71
Şekil 34. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü...	72
Şekil 35. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü.....	73
Şekil 36. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü	74

Şekil 37. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü.	
b. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü	75
Şekil 38. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü	76
Şekil 39. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. b. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü	77
Şekil 40. Diş modelinin mesh'lenmiş hali	78
Şekil 41. Çelik küre modeliyle simüle edilen çiğneme kuvveti.....	79
Şekil 42. Sınır noktaları	79
Şekil 43. Model 1'in kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	81
Şekil 44. Model 2' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	82
Şekil 45. Model 3' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	83
Şekil 46. Model 4' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	84
Şekil 47. Model 5' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	85
Şekil 48. Model 6' nin kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	86
Şekil 49. Model 7' nin kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	87
Şekil 50. Model 8' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	88
Şekil 51. Model 9' un kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	89
Şekil 52. Model 10' un kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	90
Şekil 53. Model 11' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı.....	91

Şekil 54. a. Model 1'e ait stres dağılımı b. Model 2'ye ait stres dağılımı c. Model 3'e ait stres dağılımı d. Model 4'e ait stres dağılımı e. Model 5'e ait stres dağılımı f. Model 6'ya ait stres dağılımı.....92

Şekil 55. Horizontal kırık hattına sahip modellerin stres miktarları.....92

Şekil 56. a. Model 1'e ait stres dağılımı b. Model 7'ye ait stres dağılımı c. Model 8'e ait stres dağılımı d. Model 9'a ait stres dağılımı e. Model 10'a ait stres dağılımı f. Model 11'e ait stres dağılımı.....94

Şekil 57. Oblik kırık hattına sahip modellerin stres miktarları.....94

Şekil 58. Bütün modellerin stres miktarları.....96



KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

- Bis-GMA:** Bisfenolglisidil metakrilat
- °C:** Santigrat derece
- Ca(OH)₂:** Kalsiyum hidroksit
- EGDMA:** Etilen glikol dimetakrilat
- FGKR:** Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin
- GPa:** Gigapaskal
- HMWPE:** Yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenler
- KKT :** Kök kanal tedavi
- kg:** Kilogram
- LMWPE:** Düşük molekül ağırlığına sahip polietilenler
- mm:** Milimetre
- MDP:** Metal destekli porselen
- MMA:** Metil metakrilat
- MPa:** Magapaskal
- MTA:** Mineral trioksit agregat
- N :** Newton
- nm:** Nanometre
- PDL:** Periodontal ligament
- PMMA:** Polimetilmetakrilat
- REP :** Rejeneratif endodontik prosedür
- SEA:** Sonlu elemanlar analizi
- TDY:** Travmatik dental yaralanmalar
- TEGDMA:** Trietilen glikol dimetakrilat
- TME:** Temporomandibular eklem
- UADT:** Uluslararası Dental Travmatoloji Derneği
- UDMA:** Üretan dimetakrilat
- UHMWPE:** Çok yüksek molekül ağırlığına sahip polietilenler
- UV:** Ultraviyole
- µm:** Mikrometre

1. ÖZETLER

Farklı Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler ile Tedavi Edilen Kök Kanal Tedavili Maksiller Kesici Dişlerde Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı ve Soyadı : Dt. Özge SÖNMEZ UZEL

Danışmanı : Prof. Dr. Buket AYNA

Anabilim Dalı : Çocuk Diş Hekimliği

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı, maksiller kesici dişte horizontal ve oblik iki farklı kırık tipine sahip diş modellerinde farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (FGKR) restorasyonlarının fonksiyonel kuvvetler altında oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Kök gelişimi tamamlanmış bir maksiller kesici diş mikrobilgisayarlı tomografi cihazında taranmıştır. Elde edilen bilgilerle üç boyutlu kök gelişimi tamamlanmış maksiller kesici diş modeli oluşturularak, horizontal ve oblik kırığa sahip iki farklı grup oluşturulmuştur. Örnek model esas alınarak, kök kanal tedavisi yapılmış horizontal ve oblik kırık hattı oluşturulmuş, maksiller kesici diş modelleri farklı FGKR ile restore edilerek üç boyutlu olarak simüle edilmiştir. Ardından dişlerde fonksiyonel kuvvet altında oluşan stresler SEA yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Bulgular: FGKR kullanılan modellerde kök dentininin servikal bölgesi ve restoratif materyalde oluşan stresler azalmıştır. Tüm modeller incelendiğinde hem kök dentininin servikal bölgesinde hem de restoratif materyalde en yüksek stres değerleri yalnızca kompozit rezin kullanılan modellerde görülmüştür. En düşük stres değerleri ise prefabrik uzun cam fiber post kullanılan modellerde görülmüştür. Horizontal kırık hattına sahip olan modellerde oblik kırık hattına sahip modellere göre oluşan streslerin daha fazla olduğu görülmüştür.

Sonuç: Kron fraktürüne sahip dişlerde FGKR kullanımı hem kök dentininin servikal bölgesinde oluşan stresleri hem de restoratif materyaldeki stresleri azaltmaya yardımcı

olacaktır. FGKR ile restore edilen modeller daha az stres oluşturarak diş yapısını daha fazla güçlendirmiştir.

Anahtar Sözcükler: FGKR, SEA, nanofil kompozit, post, komplike kron kırığı



Evaluation of Stress Distribution in Root Canal Treated Maxillary Incisors Treated with Different Fiber-Reinforced Composite Resins by Finite Element Analysis

Student's Surname and Name : Dt. Özge SÖNMEZ UZEL

Adviser of Thesis : Prof. Dr. Buket AYNA

Department : Department of Pediatric Dentistry

1.2. İngilizce Özet

Objective: The aim of this study is to evaluate the stress caused by different fiber reinforced composite resin (FRCR) restorations under functional forces in tooth models with two different types of horizontal and oblique fractures in the maxillary incisor using finite element analysis (FEA) method.

Materials and Methods: A maxillary incisor with complete root development was scanned in a microcomputed tomography device. With the information obtained, two different groups with horizontal and oblique fractures were formed by creating a maxillary incisor model with three-dimensional root development. Based on the sample model, root canal treatment was performed, horizontal and oblique fracture lines were created, maxillary incisor models were restored with different FRCR and simulated in three dimensions. Then, the stresses occurring in the teeth under functional force were evaluated with the FEA method.

Results: In models using FRCR, the stresses on the cervical region of root dentin and restorative material were reduced. When all models were examined, the highest stress values in both the cervical region of root dentin and the restorative material were observed in models using only composite resin. The lowest stress values were observed in the models using prefabricated long glass fiber post. It was observed that the stresses occurring in the models with the horizontal fracture line were higher than the models with the oblique fracture line.

Conclusion: The use of FGKR in teeth with crown fractures will help reduce both the stresses in the cervical region of root dentin and the stresses on the restorative material. Models restored with FGKR created less stress and strengthened the tooth structure more.

Key Words: FRCR, FEM, nanofil composite, post, complicated crown fractur



2. GİRİŞ ve AMAÇ

Çocuk diş hekimliğinde sıklıkla karşılaşılan travmatik dental yaralanmalar (TDY), çocuklarda diş çürüklerinden sonra en sık karşılaşılan durumdur. Tedavi gerektiren bütün yaralanmaların %5'ini meydana getiren TDY ayrıca fasiyal bölgede en sık meydana gelen travmalardır (1). TDY çoğunlukla okul öncesi, okul dönemi çocuklarda ve genç erişkinlerde meydana gelmektedir (2, 3). On iki yıllık bir literatür derlemesinde, tüm okul dönemi çocuklarının %25'inin ve yetişkin bireylerin %33'ünün 19 yaşından önce kalıcı dişlerini içeren bir TDY hikayesi olduğu rapor edilmektedir. TDY içerisinde en sık görülen yaralanma tipleri ise kron kırıkları ve lüksasyon yaralanmalarıdır (2). Süt dişlerinde lüksasyon yaralanmaları, daimi dişlerde ise kron kırıkları en fazla meydana gelen TDY'dir (2, 4). Daimi maksiller kesici dişler bukkale eğimli olmaları ve bu sebeple düşme sırasında darbeye karşılaşma ihtimallerinin fazla olmasından ötürü TDY'den en fazla etkilenen dişlerdir (5). Literatürde daimi maksiller kesici dişlerde oluşan kron kırıklarının en çok horizontal ve oblik kırıklar şeklinde olduğu da belirtilmektedir (6-8). Dişin kronuna dik veya oblik şekilde gelen kuvvetler sonucunda mine, dentin ve pulpayı içeren kırıklarda, pulpanın açılımı iğne ucu kadar küçük veya kronal pulpa tavanının tamamen açılması gibi daha büyük bir yüzeyde meydana gelebilir. Pulpanın açığa çıkmasıyla başlangıç reaksiyonu olarak yara yüzeyinde bir kanama başlar ve bakteri ve yıkım ürünlerine karşı yüzeyel bir iltihabi cevap meydana gelir. Diş bu aşamada tedavi edilmez ise nekroz, akut enfektif atak, ödem, fistül oluşumu ve kökün gelişiminin durması gibi istenmeyen durumlar gelişebilir (9, 10). Kök gelişimi devam eden dişlerin TDY sebebiyle vitalitesini kaybetmesi sonucu kök kanal tedavisi (KKT) gereksinimi olduğunda öncelikle apeks oluşumunu uyaran prosedürler uygulanmalıdır (11-13). Kök gelişimini tamamlamış dişlerde ise pulpa nekrozu görülme oranı kök gelişimini tamamlamamış dişlere oranla daha yüksektir (14, 15). TDY sonrası dişin canlılığının devam ettirilemediği durumlarda KKT'yi takiben fonksiyon, fonasyon ve estetiğin de geri kazandırılması gerekmektedir. Bu durumda, diş dokusundaki madde kaybı, estetik ve fonksiyonel gereksinimler göz önüne alınarak uygun bir tedavi planlaması yapılmalıdır. Restoratif planlamada her zaman öncelikle direkt restorasyonlar gibi konservatif tedavi seçenekleri düşünülmeli; konservatif tedavi seçenekleri yetersizse

daha az invaziv tedavi yöntemlerinden, invaziv tedavi yöntemlerine doğru bir tedavi yaklaşımı izlenmelidir (16, 17).

Direkt kompozit rezin restorasyonlar, mine ve dentine mikromekanik bağlanabilmeleri ve üstün estetik özellikleri sebebiyle diş hekimliğinde çok geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Kompozit rezin restorasyonlar uygulama esnasında hassas teknik gerektirmektedirler. Anterior dişler lateral ve kesme tipi kuvvetlerine sıklıkla maruz kalmaktadırlar. Marjinal sırtlar, singulum ve insizal kenar sağlamasa ve küçük bir giriş kavitesi ile KKT gerçekleştirilmişse, giriş kavitesinin kompozit rezinle restorasyonu yeterli olmaktadır (18-20). Bununla birlikte, TDY sonrası kron fraktürü gibi ciddi diş dokusu kayıplarında ise tutuculuk ve direncin sağlanması için post yerleştirilmesi gerekebilir (21). Uygun bir tedavi için post ve kor restorasyonların seçimi oldukça önemlidir. İdeal bir post; diş dokusuna minimal zarar vermeli ve minimum stres iletimi olmalı, kor için yeterli tutucuk sağlamalı, gerektiğinde kanaldan kolay uzaklaştırılabilmesi, kanal duvarıyla arasında ince ve eşit miktarda siman kalınlığına izin vermeli, diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalı, termal genleşme katsayısı dentine yakın olmalı ve estetik özellikleri restorasyon ve çevre dokularla uyumlu olmalıdır (22).

Diş hekimliğinde uzun yıllar kullanılmış olan gerek döküm gerekse de prefabrike metal postlar, kök yapısını zayıflatarak ve kök kırıklarına neden olabilmektedirler. Ayrıca, metal postların renklerinden dolayı anterior bölge restorasyonlarında kullanılmaları uygun değildir. KKT uygulanmış dişlerin restorasyonlarında rijit materyallerden yapılan postlar yerine elastiklik katsayısı dentine çok yakın olması sayesinde daha az kök kırığına sebep olması beklenen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (FGKR) postların kullanımı metal postlara alternatif bir tedavi yaklaşımı oluşturmaktadır (23).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin postlar, genellikle epoksi rezinden oluşan polimer rezin matriks içerisine karbon, kuartz, cam ya da polietilen fiberler ilave edilerek üretilmişlerdir. FGKR postların en önemli avantajları elastik modüllerinin dentine benzer olması ve bu sayede gerilimlerin, diş yapısına ve çevresindeki yapılara eşit bir şekilde dağılmasını sağlamasıdır. Bu durum meydana gelebilecek kırılmalara

karşı diş dokusunun dayanıklılığının artmasını sağlar. FGKR postların sahip olduğu diğer avantajlar ise, estetik olması, kolay kullanımı, hazırlanmasının kolay olması, korozyona uğramaması, uzun ve pahalı laboratuvar safhalarına ihtiyaç duyulmamasıdır. Fiber postların sebep olduğu en önemli başarısızlık ise post-rezin siman ya da rezin siman-dentin yüzeyinde oluşan adeziv başarısızlığa bağlı olmaktadır ve bu başarısızlık, vakaların büyük kısmında diş dokusunda herhangi bir kayıp oluşturmaz ve tamir edilebilirdir (24-29). KKT prensiplerine uygun olarak, apikal sızdırmazlığın bütünlüğünü korumak için radiküler apekteki dolgu materyalinin miktarı 3-4 mm arasında olmalıdır, böylece kök kanal sisteminde sızıntı ve kontaminasyon önlenir. Bununla birlikte, uzun fiber postlar için intraradiküler post hazırlığı sırasında kalan diş dokusu zayıflatılabilir ve preparasyon esnasında perforasyon meydana gelebilir. Bazı çalışmalarda, stresi daha iyi dağıttığı ve daha fazla adeziv bağlanma alanı sağlayıp kök kırığı riskini azalttığı iddiasıyla uzun fiber postların kullanımı önerilirken bazı çalışmalarda ise, yerleştirilen post uzunluğunun artmasıyla KKT görmüş dişin kırılma dayanımının artmadığı belirtilmektedir (30-32).

Yapılan çalışmalarda KKT görmüş dişlerin vital dişlere göre daha kırılğan olduğu, bu sebeple, büyüme ve gelişim dönemindeki bireylerde, travma sonucu KKT görmüş dişleri restore etmek amacıyla dayanıklılığı arttıracak minimal invaziv yaklaşımlara ihtiyaç duyulduğu bildirilmektedir (33). Bu amaçla uygulanan dokuma-örgü formundaki FGKR'den cam ve polietilen fiber postlar estetik ve mekanik özelliklerinin daha başarılı olmasından dolayı sıklıkla tercih edilmektedirler. Aynı zamanda oluşturulan post boşluğunun minimal invaziv olması, dişin zayıflatılmasının önüne geçilmesi, elastiklik modülünün dentine çok yakın olması sayesinde uzun dönemde kök kırığı görülme oranının düşük olması, başarısızlık durumunda tedavinin tekrarlanabilmesi ya da değiştirilebilmesi, hasta başında klinik uygulama kolaylığı, madde kaybı fazla dişlerde kavite içerisine direkt uygulanarak restorasyonu güçlendirmesi gibi özellikleri FGKR'lerin büyüme ve gelişim dönemindeki çocuklarda kullanımını anlamlı kılmaktadır (34, 35).

Son yıllarda baryum cam dolgulu kısa cam fiberle güçlendirilmiş bir kompozit rezin piyasa sürülmüştür (GC Everx Posterior®). Üreticiler bu kısa cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin, KKT sonrası restorasyonun başarısızlığının esas

nedeni olan çatlak oluşumunu önlediğini ve restorasyonu güçlendirdiğini iddia etmektedirler (36).

Kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin, fonksiyonel kuvvetler altındaki stres ve gerilmelerinin belirlenmesi başarılı bir restorasyon için önemli bir rol oynamaktadır (37). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini değerlendirmek ve restorasyonlarda oluşan streslerin incelenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması sıklıkla başvurulmuş bir yöntemdir. Canlı dokuların ve organların, fonksiyonel kuvvetler altında nasıl bir davranış sergilediğini tespit ederek, stres analizi yapmak zor, maliyetli, riskli ve çoğu zaman imkansızdır. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), çeşitli mekanik problemlere çözüm arayan bilgisayar destekli sayısal bir analiz yöntemidir. Bu sebeple, stres analiz çalışmalarının canlı dokuları simüle eden modeller üzerinde yapılması tercih edilmektedir (38).

Bu çalışmanın amacı, TDY sonrası en sık karşılaşılan horizontal ve oblik kron kırığında KKT'si sonrası kısa ve uzun farklı fiber post sistemleri ile kısa cam fiber takviyeli kompozit kullanarak yapılan restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altında oluşturduğu stresi değerlendirmektir.

3. GENEL BİLGİLER

3.1. Travmatik Dental Yaralanmalar

Travma, vücudumuzun herhangi bir bölgesinde oluşan ve fizyolojik olmayan bir etki olarak tanımlanmaktadır. TDY ise diş ve dişin destek dokularına gelen ani enerji transferidir. TDY sonucu, dişlerde kırılma, yer değişikliği, diş çevreleyen periodontal dokuların zarar görmesi ve alveol kemiğinde hasar görülebilmektedir (39).

Travmatik dental yaralanmaları içeren çalışmalar değerlendirildiğinde; düşmeler ve bisiklet kazaları etiyolojik faktörler arasında ilk sırada yer almaktadır. Düşme, spor yaralanmaları, ev kazaları ve çarpmalar TDY'nin en sık nedenlerinden olmakla birlikte trafik kazaları, şiddet, kavga sonucu yaralanmalar ve damdan düşme de TDY'ye neden olan bazı faktörlerdir (40). Ayrıca dikkat edilmesi gereken diğer bir TDY nedeni de ne yazık ki çocuk istismarı ve ihtimalidir (6, 41). Farklı yaş gruplarının travma etiyolojilerinin incelendiği bir çalışmada, TDY'nin okul öncesi çocuklarında (0-6 yaş) düşmeye bağlı evde ve gündüz saatlerinde; okul çocuklarında ise (7-15 yaş) itme ve çarpmaya bağlı düşme sebebiyle okulda ya da spor alanlarında gün içinde meydana geldiği rapor edilmiştir (3). Yaşamlarının ilk yıllarında çocuklar sürekli ebeveyn kontrolünde olduklarından dolayı TDY oldukça ender görülür. Fakat çocuğun fiziksel faaliyetlerinin artmasıyla TDY görülme sıklığında yükselme meydana gelir. TDY dikkat eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu olan, otizmlili, serebral palsili, görme ve işitme problemine sahip özel ihtiyaç sahibi çocuklarda da sıklıkla karşımıza çıkmaktadır (42).

Koruyucu diş hekimliği uygulamalarındaki yaygınlaşma ile çürük ve periodontal sorunlarda azalma gözlenmiştir ancak epidemiyolojik çalışmalar göstermektedir ki TDY çocuklar için hala ciddi bir problem oluşturmaktadır. TDY'lerle karşılaşan kişilerin psikolojik, fiziksel ve sosyal hayatlarının olumsuz etkilendiği ve hayat kalitelerinin düştüğü bildirilmektedir. 12-14 yaş arasındaki çocuklar üzerinde yapılan son araştırmalar mine-dentin kırığına sahip olan daimi dişler tedavi edilse bile, TDY'nin günlük yaşam üzerindeki olumsuz etkisinin elimine edilemediğini göstermektedir (40).

TDY'nin prevalansı; çalışmanın yapıldığı ülkeye, belirlenen yaş grubuna ve cinsiyete göre farklılık göstermektedir. Araştırmalarda TDY'nin %71- 92'sinin 19 yaşından önce, %18'inin okul çağı öncesinde meydana geldiği bildirilmiştir (3, 43, 44). Süt dişlenmede 1-3 yaş aralığında en sık lüksasyon tipi yaralanmalar gözlenmiştir. Daimi dişlenmede de yaralanmaların büyük çoğunluğu 6-15 yaş arasında oluşmaktadır ve en sık görülen yaralanma tipi kron kırıklarıdır (45-47). TDY'nin en zor yaralanma tipi olan avulsiyon; 7-11 yaş aralığındaki çocuklarda meydana gelen yaralanmaların %0.5-16'sını oluşturmaktadır (48, 49).

TDY kuvvetin doğrudan dişe gelmesiyle direkt veya darbenin alt çeneye gelmesiyle indirekt şekilde meydana gelebilmektedir. Direkt travmada çoğunlukla anterior dişler etkilenirken; indirekt travmada premolar ve molar dişler etkilenmekte, kron, kron-kök kırıkları ve çene kırıkları şeklinde yaralanmalar gözlenmektedir (50-52). Süt dişlerindeki TDY'de alveol kemiğinin yüksek elastikiyete sahip olması ve spongioz kemik yapısının kortikal kemikten daha fazla olması sebebiyle periodontal yaralanmalar daha sık gözlenirken; daimi dişlerdeki TDY'de ise dişleri çok sıkı kavrayan alveol kemiği nedeniyle diş ve alveol kemiği kırıkları daha sık gözlenmektedir (53).

İncelenen TDY'lerde üst çenenin alt çeneye kıyasla daha fazla risk altında olduğu görülmüştür. Bu durumun en önemli nedeni, üst çenenin alt çeneyi oklüzyonda ve istirahat pozisyonunda çevreleyerek gelecek darbelere karşı koruyuculuk sağlamasıdır (54). Sınıf II divizyon I iskeletsel kapanış ilişkilerine sahip olan, ağız solunumu ve şiddetli üst solunum yolu rahatsızlıklarına sahip olan çocuklar TDY açısından risk altındadır (45, 46, 55, 56). Bununla birlikte; 3-6 mm arasında overjeti olan çocuklar 0-3 mm arası overjeti olanlara göre 2 kat, 6 mm'den fazla overjete sahip olan çocuklar ise 3 kat daha fazla risk altındadırlar. Bu hastaların maksiller dişlerinin yüze göre önde konumlanması neticesiyle yüze gelen bir darbe ilk olarak dişlere temas etmektedir. Ayrıca, fazla overjet sebebiyle dudakların maksiller dişleri tam olarak örtememesine bağlı olarak dişler korunmasız kalmaktadırlar ve bu sebeple TDY'de yüksek risk grubunda olmaları beklenen bir durumdur (57, 58). Hem süt hem daimi dişlenmede TDY'den en fazla maksiller kesici dişler etkilenmektedir. Molar dişler ise indirekt travmalara bağlı olarak nadiren yaralanırlar ve bu yaralanma genellikle çene ucunun

altından gelen darbeye bağılı molar dişler ve kondilde görülmektedir (40). Literatürde daimi maksiller kesici dişlerde oluşan kron kırıklarının en çok horizontal ve oblik kırıklar şeklinde oluştuğı da belirtilmektedir. Genel olarak dişlere horizontal, oblik ve vertikal kuvvetler uygulandığında en fazla strese horizontal yönlü kuvvetin sebep olduğı; uygulanan kuvvetler sonucunda, tüm gruplarda ve diş dokularında en çok deformasyona horizontal yönlü kuvvetin, en az deformasyona ise vertikal yönlü kuvvetin sebep olduğı bildirilmiştir. Yayınlanmış vaka raporlarının gözden geçirilmesi, TDY'ye uğrayan dişlerin %85'inin labialden linguale doğru eğik bir şekilde kırıldığını ve kırık hattının apikal yönde ilerlediğini göstermektedir (59).

Genellikle TDY'ler acil durumlar şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Hastanın muayenesi; hastanın tıbbi hikayesi, hastanın şikayeti, travma hikayesini kapsayan ayrıntılı bir anamnezle başlamaktadır. Bu durumu klinik ve radyografik muayene takip etmektedir. Dişlerin prognozunu doğru ve etkin bir şekilde konulan tanı ve bunun doğrultusunda başarılı bir şekilde yapılacak müdahaleler belirlemektedir (40).

3.2. Travmatik Dental Yaralanmaların Sınıflandırılması

Uluslararası Dental Travmatoloji Derneğı (UADT)'nin 2020 yılında yayınlanan rehberine göre TDY aşağıda gösterildiğı şekilde sınıflandırılmaktadır (60).

A) Kırıklar ve Lüksasyonlar

- Mine çatlağı (Tam olmayan mine kırığı)
- Komplike olmayan kron kırığı (Sadece mineyi içeren kırık)
- Komplike olmayan kron kırığı (Mine-dentin kırığı)
- Komplike kron kırığı (Pulpa ekspozu olan mine-dentin kırığı)
- Komplike olmayan kron-kök kırığı (Pulpa ekspozu olmayan kron-kök kırığı)
- Komplike kron-kök kırığı (Pulpa ekspozu olan kron-kök kırığı)
- Kök kırığı
- Alveol kırığı
- Sarsılma
- Sublüksasyon (Gevşeme)

- Ekstrüsiv lüksasyon (Ekstrüzyon)
- Lateral lüksasyon
- İntrüsiv lüksasyon (İntrüzyon)

B) Daimi Dişlerin Avülsiyonu

C) Süt Dişlenmedeki Yaralanmalar

- Mine kırığı
- Mine-dentin kırığı (Pulpa ekspozu içermeyen)
- Komplike kron kırığı (Pulpa ekspozu içeren)
- Kron-kök kırığı
- Kök kırığı
- Alveol kırığı
- Sarsılma
- Sublüksasyon (Gevşeme)
- Ekstrüsiv lüksasyon (Ekstrüzyon)
- Lateral lüksasyon
- İntrüsiv lüksasyon (İntrüzyon)
- Avülsiyon

3.2.1. Mine-dentin-pulpa kırığı (Komplike olan kron kırıkları)

Mine, dentin ve pulpayı içeren kron kırıklarıdır. Bu kırık tipinde açılan pulpa dokusu sıklıkla ısı değişikliklerine ve basınca karşı hassasiyet göstermektedir (61). Perküsyon hassasiyeti yoktur, hassasiyet var ise lüksasyon yaralanmasının ya da kök kırığının da travmaya eşlik ettiği düşünülebilmektedir (62).

Komplike kron kırığı vakalarında pulpa açıldığı için dişin tedavisi zorunludur. Tedavinin gecikmesi durumunda, pulpa dokusunda apse oluşumu gözlenebilmektedir. Bununla birlikte; pulpa polibiyle ya da pulpanın nekroz olmasıyla da karşılaşılabilir (63).

Pulpanın açıldığı kron kırıklarında tedavi öncesinde değerlendirilmesi gereken birkaç faktör vardır. Bunlar; açığa çıkan pulpanın boyutu, travmanın üstünden geçen

süre, kök ucunun açık olup olmaması, hastanın yaşı ve lüksasyon yaralanmasının eşlik edip etmediğidir (64).

3.2.1.1. Kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişlerde tedavi

Kök gelişimi tamamlanmamış vital daimi dişlerde, uygun vital pulpa tedavileriyle fizyolojik kök gelişiminin tamamlanması apeksogenezis olarak adlandırılmaktadır. Pulpa vitalitesinin korunmasıyla ince ve kırılmaya yatkın olan kök duvarları primer dentinle kalınlaşarak kırılma riski azalmaktadır. Kök ucu fizyolojik olarak kapandığı için normal boyutta kron/kök oranı sağlanmaktadır (65).

Bu amaçla tercih edilen vital pulpa tedavileri; direkt pulpa kuafajı, parsiyel amputasyon ve total pulpa amputasyonudur (66).

Travmadan sonra birkaç saat geçtiği ve pulpa dokusunun 1 mm kadar ekspoz olduğu vakalarda daimi dişlerde direkt kuafaj yapılması tavsiye edilmektedir (67). Perforasyonun daha büyük olduğu durumlarda ise açığa çıkan pulpanın miktarına ve travma sonrasında tedavi başlayana kadar üstünden geçen zamana göre amputasyon yapması önerilmektedir. Parsiyel pulpotomi, TDY sonrası perforasyon nedeniyle 4 mm ya da daha küçük boyuttaki perforasyon bölgesindeki enfekte pulpanın, daha derindeki sağlıklı pulpa dokusuna ulaşmak amacıyla 1-3 mm çıkarıldığı bir tedavi şeklidir. Pulpa kanamasının, sodyum hipoklorit ya da klorheksidin ile kontrol edilmesi sonrasında sağlıklı pulpa dokusuna kalsiyum hidroksit ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) (11), Mineral Trioksit Agregat (MTA) ya da trikalsiyum silikat esaslı materyaller ile örtüleme yapılmalıdır (68). Yapılan çalışmalar, TDY'den sonra dokuz güne kadar parsiyel pulpotomi yapılabileceğini bildirmektedir (69). Parsiyel pulpotomi tedavisi yapılmadan önce; pulpanın görüntüsü, pulpadaki kanamanın rengi ve dişte ilerleyen dönemlerde restorasyon gereksiniminin olup olmayacağı dikkatlice değerlendirilmelidir (70). Bu bulgulara bağlı olarak, parsiyel pulpotominin yapıp yapılamayacağına eğer yapılacaksa derinliğine karar verilmelidir. Total ya da servikal pulpotomi ise, koronal pulpa dokusunun tamamen kaldırılması sonucu kalan radiküler pulpanın vitalitesinin devam ettirilmesini hedefleyen bir tedavi şeklidir. Direkt kuafaj ve pulpotomiyi takiben diş 2-4 yıl gözlem altında tutulmalıdır (71). Apeksogenezis sağlandıktan sonra KKT yapıp yapılmamasına ilişkin farklı görüşler mevcuttur (72).

Bazı çalışmalarda pulpa dokusunda kontrolsüz mineralizasyon gelişebileceği bildirilmektedir. Ancak bunun özenli bir vaka seçimi ve iyi bir klinik teknikle önlenebileceği düşünülmektedir. Özellikle, Ca(OH)_2 ile yapılan vital pulpa tedavilerinin başarı oranının değişken ve sıklıkla öngörülemez olduğu bilinmektedir. Ca(OH)_2 uygulanmasının ardından iki yıl içinde çözünmesi ve reparatif dentin köprüsünde oluşan tünellerin neden olduğu sızıntıya bağlı bakteriyel enfeksiyon veya nekroz geliştiği rapor edilmiştir. Bütün bunlar göz önünde bulundurularak TDY sonrası vital pulpa tedavisi uygulanmış dişler gözlem altında tutulmalı pulpa kalsifikasyonu veya nekroz gözlenen durumlarda KKT yapılmalıdır (73). Bununla birlikte, TDY sonrası aşırı miktarda madde kaybı bulunan dişlerin konservatif veya protetik restorasyonu için yeterli kronal diş dokusu mevcut değilse kökten destek alan post sistemlerine ihtiyaç duyulabilir. Apeksogenezis sonrasında KKT yapılması için en ideal endikasyonun post yerleştirilmesi gereken olgular olduğu da ileri sürülmektedir (74).

Kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişlerin TDY sonrası vitalitesini kaybetmesine bağlı olarak KKT ihtiyacı olduğunda ise apeks oluşumunu uyaran apeksifikasyon teknikleri ve Rejeneratif Endodontik Prosedür (REP) tedavileri uygulanabilmektedir (11, 13, 75). En sık uygulanan apeksifikasyon teknikleri Ca(OH)_2 ve tek seansta yapılan apeksifikasyon teknikleridir. Literatürde 'Frank tekniği' olarak bilinen kök ucunda bariyer oluşumunu stimüle etmek amacıyla kök kanalı içerisine belirli aralıklarla Ca(OH)_2 uygulanan apeksifikasyon tekniğinde; apikal tıkaç oluşumunun sağlanmasını takiben ilgili dişin KKT tamamlanmaktadır (76). Tek seansta yapılan apeksifikasyon tekniği ise, kök gelişimi devam eden dişin apeksine MTA ya da trikalsiyum silikat esaslı biyouyumlu bir materyal ile bariyer oluşturulması olarak tanımlanabilir. Bu işlemde, apeksin kapanması uyarılmaksızın sadece yapay bir apikal tıkaç oluşturulması amaçlanmaktadır (50). Ca(OH)_2 ve tek seans apeksifikasyon tekniklerinde, kökte uzama ve dentin duvarında kalınlaşma yani matürasyon sağlanmamaktadır ve bu durum uzun dönemde kök kırığı riskini arttırmakta ve yetersiz kron kök oranı ilerde periodontal ve protetik sorunlara neden olabilmektedir. Apeksifikasyon tedavisinin bu dezavantajları klinisyenleri tedavi sonrasında pulpa rejenerasyonu, dentin formasyonu ve kök gelişimini sağlayan yeni bir prosedür aramaya itmiştir ve bununla birlikte REP apeksifikasyon tedavisine alternatif olarak

ortaya çıkmıştır. Nekrotik kök kanallarında over-enstrümantasyon yapılarak kanal içerisine doğru kanama oluşturulduğu ve bu sayede revaskülarizasyonun sağlandığı REP tedavisinde, TDY nedeniyle hasar görmüş nekrotik kök gelişimi tamamlanmamış kalıcı dişlerin pulpa dentin kompleksinin rejenerasyonu ile hem dentin duvarlarının kalınlığının artması hem de kök uzunluğunun artırılarak kök gelişiminin sağlanması amaçlanmaktadır (77-79). Bununla birlikte, geleneksel tek seans apeksifikasyon tekniğinin dezavantajlarından dolayı son zamanlarda modifiye apeksifikasyon prosedürü kavramı nekrotik pulpalı kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişlerin kök gelişimini sürdürmek amacıyla geliştirilmekte olan bir yöntemdir. Bu teknikte kök kanalı kemomekanik temizlendikten sonra 3 mm kalınlığında biyouyumlu emilebilir kollajen matriks MTA ve Biodentine'nin periapikal dokulara yayılmasını önlemek amacıyla kök kanalına açık apekten yaklaşık 1-2 mm uzağa yerleştirilir daha sonra kollajen matriksin üzerine 3 mm kalınlığında MTA/Biodentine tıkaçı yerleştirilir. Koronal kanal boşluğunun geri kalanı ise gutta percha ile doldurulur. Böylece apikaldeki kollajen matris sonunda rezorbe olacak ve kök gelişiminin devam etmesi için apikalde 4-5 mm'lik bir boşluk meydana gelecektir. Amerikan Endodontistler Derneği'nin Rejeneratif Prosedür için Klinik Değerlendirme bölümünde, çürük veya travma nedeniyle aşırı madde kaybına uğramış dişlerde koronal restorasyon için intraradiküler post/kor gerektiği durumlarda nekrotik pulpalı bu tür kök gelişimi tamamlanmamış daimi dişler için REP yerine geleneksel apeksifikasyon ve modifiye apeksifikasyon teknikleri önerilmiştir (80).

3.2.1.2. Kök gelişimi tamamlanmış daimi dişlerde tedavi

Kök gelişimi tamamlanmış daimi dişlerde TDY sonrası pulpa canlılığını sürdürebilir durumda ise direkt pulpa kuafajı ve parsiyel pulpotomi gibi vital pulpa tedavileri tercih edilebilmektedir. Bununla birlikte, kök gelişimi tamamlanmış dişlerde pulpa nekrozu görülme oranının kök gelişimini tamamlamamış dişlere oranla daha yüksek olması sebebiyle pulpanın vitalitesini devam ettiremediği durumlarda uygulanacak tedavi seçeneği çoğunlukla KKT'dir. Aynı zamanda, pulpa açılımı olsun ya da olmasın kron kırığı vakalarında eşlik eden lüksasyon yaralanmasının varlığında da pulpa nekrozu ve enfeksiyonu olasılığı artmaktadır. Yapılan çalışmalar, kırık hattı pulpayı içine almasa bile, madde kaybının fazla olduğu kırıklarda ve pulpaya

proksimal bölgeden yaklaşan kırıklarda pulpa nekrozu olasılığının arttığını göstermektedir. Tüm bu sebeplere bağlı olarak ve 2020 yılında yayınlanan UADT rehberine göre şiddetli bir TDY geçiren kök gelişimi tamamlanmış kalıcı dişlerde pulpa nekrozu beklendiğinden önleyici KKT uygulanabilmektedir. Bu amaçla, Ca(OH)_2 'nin TDY sonrasında 1-2 haftadan 1 aya kadar kanal içi medikament olarak kullanılması ve sonrasında kök kanalının doldurulması önerilmektedir (60).

3.3. Kök Kanal Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler

Geçmiş yıllarda KKT sonrasında dişlerde nem kaybı nedeniyle kollajen çapraz bağlarında bazı değişiklikler oluştuğunu buna bağlı olarak devital dişlerin vital dişlerle kıyaslandığında kırılmaya daha yatkın oldukları varsayılmıştır. Dişin devital olmasıyla birlikte nem içeriğinin bir miktar değiştiği bilinmektedir. Bununla birlikte, KKT'de kullanılan irrigasyon solüsyonları ve dezenfektanlar, dentinin mineral ve organik içeriğini değiştirip, dişin elastikiyetini, bükülme dayanıklılığını ve mikrosertliğini azaltmaktadır. Ayrıca uzun süreli Ca(OH)_2 kullanımı dentini daha kırılgan hale getirmekte ve kök kırığı riskini arttırmaktadır (81).

Devital dişlerdeki bu farklılıklar biyolojik sebeplerden ötürü oluşabildiği gibi esas olarak, diş dokusunda madde kaybına neden olan mekanik faktörlerden dolayı da oluşmaktadır. Reeh ve ark'nın yaptıkları in vitro bir çalışmada, KKT'li dişlerin kırılmaya daha yatkın olmasının, dentinde meydana gelen biyolojik değişiklikler ile değil, diş dokusundaki aşırı madde kaybı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Dentinde meydana gelen değişiklikler ile kıyaslandığında endodontik giriş kavitesinin, kök kanal preparasyonunun ve madde kaybının, dişin kırılması üzerindeki etkisinin daha fazla olduğunu savunmuşlardır (82). Devital dişlerin kırılabilirliklerinin incelendiği başka bir in vitro çalışmada da dentin dokusunda oluşan biyolojik değişikliklerden ziyade, diş dokusundaki aşırı madde kaybının kırılmaya neden olduğu bildirilmiştir. Yapılan başka bir in vitro çalışmada, çekilmiş vital ve devital dişlere mekanik testler uygulanarak KKT'li dişlerin, sıkışma kuvvetleri altında elastiklik modülünün daha düşük olduğu gözlenmiş, buna karşın nem kaybının dişin kırılabilirliğini arttırmadığı bildirilmiştir (83). Devital dişlerin vital dişlere göre daha kırılgan olmasında etken olan bir faktör de pulpa dokusunun ekstirpasyonu sonrasında propriyosepsiyon

mekanizmasının bozulmasına bağılı olarak KKT'li dişin çiğneme sırasında korunmasının azalmasıdır (84).

Diş dokusunda meydana bu zayıflıklar dişin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişimine bağılı olmakla birlikte aynı zamanda geriye kalan diş yapısının miktarına da bağılıdır. Dişin gelen kuvvetler karşındaki dayanıklılığının, geride kalan koronal diş dokusu miktarıyla direkt bir ilişkisi vardır (85).

3.4. Kök Kanal Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Temel Prensipler

Uygulanan KKT sonrasında dişin tekrar eski formuna, işlevine ve estetiğine kavuşturulması gerekmektedir ve buna bağılı olarak koronal restorasyonun kalitesi, KKT görmüş dişin uzun dönem başarısını doğrudan etkileyecektir (86). Ray ve ark.nın, yaptığı çalışmaların sonucunda, başarılı bir KKT ve başarılı bir restorasyon ile periradiküler lezyonların %91,4'ünün yok olduğu; yetersiz KKT ve yetersiz restorasyon sonrası periradiküler lezyonların sadece %18,1'inin yok olduğu ve yetersiz KKT ve başarılı restorasyon neticesinde periradiküler lezyonların %67,6 oranında yok olduğu gözlenmiştir. Yapılan bu çalışma, KKT sonrası koronal restorasyonun önemini göstermektedir. KKT'li bir diş için seçilen restorasyon tipi, mevcut kalan diş dokusuna bağılıdır. Kalan diş dokusu, dişin kırılma direncini ve restorasyonun retansiyonunu belirleyecektir (87).

Ön grup KKT'li dişlerde kompozit rezinler, kolay uygulanabilirliğinden, iyi bir estetik sunduğundan ve diş eti şekli stabil olana kadar kron restorasyonlarının ertelenmesine olanak tanıdığından, büyüme ve gelişim dönemindeki çocuk hastalarda, sıklıkla tercih edilen restorasyonlardır. Günümüzde kompozit rezinler; estetik ve biyoyumlu olmaları, civa içermemeleri, diş dokularına adezyonları, gereksiz madde kaybına neden olmamaları, düşük termal iletkenlikleri, diş dokularına destek olmaları ve tek seansta bitirilebilme gibi avantajları ile en sık tercih edilen restoratif materyaller olmakla birlikte hala üzerinde çok sayıda araştırma yapılmaktadır (88). Mine ve dentinin asitle pürüzlendirilmesinin ardından kompozit rezinler ile restore edilen dişlerde, sağlam dişlere göre %88 'in üzerinde dayanıklılık artışı sağlandığı bildirilmiştir. Ön grup dişlerde yeterli tutuculuk ve direncin sağlanabildiğı durumlarda dişin dayanıklılığını artırmak için post kullanımı gereksiz yere koronal ve radiküler diş

dokusunun kaybına neden olmaktadır (89-91). Ancak marjinal sırtlarda ve insizal kenarda kayıp, TDY sonrası kron fraktürü gibi ciddi diş dokusu kaybında ise tutuculuk ve direncin sağlanması amacıyla post uygulanması gerekebilmektedir (21). Kompozit rezin restorasyonların performansına ilişkin yapılan klinik çalışmalar, restorasyon veya diş/restorasyon kırıklarının, hem ön hem arka grup dişlerdeki başarısızlığın ana nedenlerinden biri olduğunu göstermiştir. Kavite boyutu ve kompozit rezin hacim olarak ne kadar büyük olursa, uzun vadede yorgunluğun etkileri o kadar büyük olacak ve başarısızlıklar meydana gelecektir (92). TDY sonrası kalan koronal diş doku miktarı yapılacak restorasyonun kararında en etkili faktördür. Koronal diş doku miktarı ne kadar fazlaysa yapılan restorasyonun prognozu o kadar iyi olmaktadır (93). Diş eti seviyesinin üzerinde bulunan koronal diş dokusu, ferrule uygulamasına katkıda bulunmaktadır. Ferrule, uygulanan kron restorasyonu tam olarak çevreleyen, diş etinin üzerinde en az 2 mm ile 3 mm yüksekliğindeki diş dokusudur. Restore edilen dişe gelen kuvvetlerin dağılımını sağlar ve dişlerin kırılma insidansını önemli ölçüde azaltır. Ferrule yüksekliği ne kadar fazlaysa kırılma dayanıklılığı o kadar artar. Ferrule sayesinde dişe uygulanan post ve kron restorasyonu fonksiyon esnasında dişe iletilen kuvvetlere karşı direnç gösterir ve restorasyonun tutuculuğu ve dayanıklılığı artar (94).

Uygulanan KKT sonrası iyi bir tedavi planması yapılmalı bu planlamada özellikle büyüme ve gelişim dönemindeki çocuk hastalarda konservatif tedavi yöntemleri öncelikli olarak düşünülmeli, konservatif tedavinin yetersiz olduğu durumlarda daha az invaziv tedavi yöntemlerinden invaziv tedavi yöntemlerine doğru bir tedavi yaklaşımı izlenerek kalan diş dokusu korunmalıdır (16, 17). Tedavi tekniği ve materyal seçiminde dişin fizyolojik ve anatomik özellikleri, diş arkındaki yeri ve pozisyonu, kalan diş yapısı miktarı, estetik ve fonksiyonel ihtiyaçları dikkat edilmesi gereken önemli faktörlerdendir (18).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler makromekanik retansiyon gerektirmeden kalan diş dokusunun korunmasına izin verse de aşırı madde kaybından dolayı restorasyonda yeterli retansiyon ve direnç sağlayacak özel tedavi yaklaşımları gerekebilmektedir. Aşırı madde kaybına sahip, kron desteğini kaybetmiş dişlerde KKT sonrasında üst restorasyonun yapılabilmesi için genellikle kökten destek alan post sistemlerine ihtiyaç duymaktadırlar (21).

3.5. Kompozit Rezinler

Kompozitler değişik yapıda ve özellikte iki veya daha fazla farklı materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesiyle meydana gelen ürünlerdir. Bu birleşimdeki amaç, kompoziti meydana getiren her bir kısmın tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır (95). Kompozit rezinler; organik polimer matriks fazı, inorganik faz ve ara faz olarak üç ana bileşenden meydana gelmektedir (96).

- Organik Polimer Matriks Fazı

Monomerler, restoratif materyalin akışkanlık özelliğinden sorumludur. Çoğunlukla kullanılan Bis-GMA (Bisfenolglisidil metakrilat)'nın yanında, bazı kompozit rezinlerde Bis-GMA'dan daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişikliğine daha dirençli olan UDMA (üretan dimetakrilat) kullanılmaktadır. Yüksek moleküler ağırlıklarından ötürü oldukça visköz yapıda olan bu iki monomer, düşük viskoziteli başka komonomer olan TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) ya da MMA (metil metakrilat), EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) ile dilüe edilebilirler (97). TEGDMA, Bis-GMA'ya benzer şekilde iki ucunda da reaktif çift bağlara sahiptir fakat çift bağlarının daha kısa olması, büzülmesini %15 gibi bir orana yükseltmektedir. Bu sebeple Bis-GMA'yla kullanıldığında vizkozitesi kontrol edilebilen ve büzülmesi %3-5 arasında değişen bir rezin oluşmaktadır (98). Organik polimer matriks fazı, kompozit rezinin en zayıf, aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır ve su emilimine sebep olabileceğinden ötürü renklenebilir. Bu nedenle üreticiler kompozit rezin yapısının matriks içeriğini azaltıp doldurucu içeriğini arttırarak daha dayanıklı kompozit rezinler meydana getirmeyi amaçlamaktadırlar (88).

- Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklerinin olabilmesi için rezin matriks ve inorganik fazdaki doldurucu partiküllerin birbirine iyi bağlanması gerekmektedir, bu bağlantı da rezin matriks içine yerleştirilen bağlayıcı ajanlar aracılığıyla sağlanmaktadır. Silanizasyon olarak da bilinen bu bağlanma işlemini organosilan bileşikler gerçekleştirmektedir. Silanlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik

matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarlarken, doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanmaktadır. Silanın kalitesi kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinde direkt olarak etkilidir (99).

- İnorganik Faz

Kompozit rezinin dış yapısına benzer özelliklere sahip olabilmesi için polimer özelliklerini tamamlayan inorganik faz, doldurucu olarak matriks içerisine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, kuartz (kristalin silika), baryum, çinko, yitrium cam, hidroksiapatit, borosilikat cam içermektedir. İnorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, çinko, baryum ve silisyum gibi elementlerin eklenmesiyle radyopak görüntü sağlayan ve aşınmaya karşı dirençli kompozit rezinler elde edilmiştir (99).

3.5.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve yüzdesine, viskozitesine ve polimerizasyon şekli gibi birçok değişkene bağlı olarak sınıflandırılabilirler. Gelişen teknoloji ile birlikte üretilen kompozit rezinler için tek bir sınıflama yapmak bu durumda mümkün değildir. Üretildikleri ilk günden bugüne kadar kompozit rezinlerin monomer yapısında ve doldurucu içeriğinde fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için değişiklikler yapılmıştır (100).

3.5.1.1. Doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezinler

3.5.1.1.1. Megafil kompozit rezinler

Megafil kompozit rezinlerde doldurucu partiküller 50-100 µm büyüklüğündedir ve içlerinde insert adı verilen cam doldurucular mevcuttur. Bu kompozitlerin aşınmanın yüksek olduğu yüzeylerde kullanımı tavsiye edilmektedir (101).

3.5.1.1.2. Makrofil kompozit rezinler

Makrofil kompozit rezinlerde doldurucu partiküller 10-100 µm büyüklüğündedir ve buna bağlı büyük ve sert olan partiküller içermeleri organik matriksin inorganik

partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olmaktadır. Bu da zamanla restorasyonda yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye sebep olmaktadır (97, 101).

3.5.1.1.3. Midifil kompozit rezinler

Midifil kompozit rezinlerde doldurucu partiküller 1-10 µm büyüklüğündedir. Midifil ve makrofil kompozit rezinler geleneksel kompozitler olarak da isimlendirilmektedirler. Makrofil kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha iyi cilalanabilmesine bağlı olarak daha pürüzsüz restorasyonlar oluşturulabilmektedir (97).

3.5.1.1.4. Minifil kompozit rezinler

Minifil kompozit rezinlerde doldurucu partiküller 0,1-1 µm arasında değişen büyüklüktedir ve doldurucu içeriği ağırlıkça %75- 85 arasında değişmektedir. Doldurucu inorganik partiküllerin boyutlarının küçük ve fazla olması sebebiyle restorasyonların cilalanabilirliği artmaktadır (97).

3.5.1.1.5. Mikrofil kompozit rezinler

Mikrofil kompozit rezinler 1970'lerin sonunda, ortalama 0.1 µm'den daha küçük doldurucu partikül boyutu ile üretilmiştir. Mikrofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %35-%50 arasında değişiklik göstermektedir. Estetik özelliklerinin iyi olması sebebiyle bu kompozitler anterior restorasyonlarda tercih edilmektedirler (97, 101).

3.5.1.1.6. Hibrit kompozit rezinler

Hibrit kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik avantajlarıyla, mikrofil kompozit rezinlerin estetik özelliklerinden yararlanmak amacıyla bu iki farklı tip doldurucunun karıştırılmasıyla üretilmişlerdir (102). Hibrit kompozit rezinler ortalama 15-20 µm büyüklüğüne sahip doldurucu partiküller ve az miktarda da 0.01– 0.05 µm boyutlarında kolloidal silika içermektedirler (103). Hibrit kompozit rezin türünün belirlenmesinde büyük partikülün adı kullanılmaktadır (104). Küçük partiküller karışımın ikinci komponentini meydana getirmektedirler. Hibrit

kompozit rezinlerin inorganik doldurucu içeriği ağırlıkça %75-%85 arasında değişmektedir (102). İyi cilalanabilme özellikleri ve farklı renk seçenekleri sayesinde bu kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda iyi estetik neticeler gözlenmektedir. Bununla birlikte aşınma dirençlerinin yüksek olması, polimerizasyon büzülmesinin az olması ve su emilimlerinin düşük olması gibi avantajları da bulunmaktadır (105).

3.5.1.1.7. Nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler

Son yıllarda, nanoteknolojideki hızlı gelişimlerle birlikte nano kompozitler olarak adlandırılan bir dizi kompozit rezin piyasaya sürülmüştür. Nano boyuttaki doldurucu partikül içeriğine sahip olan bu kompozit rezinler üstün estetik ve fiziksel özellikler göstermektedirler (106).

Nanokompozitler, nanohibrit ve nanofil olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Üretici firmalar mikrohibrit kompozit rezinlerin içine nano doldurucular ekleyerek nanohibrit kompozit rezinleri üretmişlerdir (107). Nanohibrit kompozit rezinler, öğütülmüş cam doldurucuları ile 40-50 nm boyutunda nanopartiküller içerir. Doldurucu cam ya da rezin mikropartikülleri 0.1-2 µm arasında değişen boyutlarında olabilir. Nanohibrit kompozit rezinler; hem anterior hem posterior bölge dişlerde kullanılabilmektedirler. Nanohibrit kompozit rezinler, mikrofil kompozit rezinlerin kolay uygulanabilirliği ve polisajlanabilirlik özelliklerini ve hibrit kompozit rezinlerin fiziksel dayanıklılık ve aşınmaya karşı direnç özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiş kompozitlerdir (108). Nanofil kompozit rezinlerde ise inorganik doldurucuların partikül boyutları 0,005-0,01 µm/2-20 nm arasında değişmektedir. Son zamanlardaki nanoteknolojik çalışmaların gelişmesi ile üretilen nanofil kompozit rezinler, yüzey düzgünlüğü ve estetik açıdan mikrofil kompozit rezinlere, dayanıklılık açısından hibrit kompozit rezinlere benzer özellikler gösterirler (109).

Nanokompozitlerin içeriğindeki doldurucu boyutları çok küçük olduğundan bu kompozit rezinlerin yapısındaki inorganik doldurucuların miktarları oldukça yüksektir. Nanofil teknolojisiyle üretilen kompozit rezinler, nanomerler ve nano kümeler (nano cluster) olarak 2 tip doldurucu içermektedirler. Nanomerler 5–75 nm boyutlarındaki partikülleri ve toplu halde bulunmayan (kümeleşmeyen) silika partiküllerini ifade etmektedir. Nano boyutlarda doldurucular ile organik yapının

yüzey alanı arasındaki temasının artışına bağlı olarak inorganik ve organik fazlar arasındaki bağlantının daha iyi olduğu bildirilmiştir (110).

Nanokompozitler, geleneksel kompozit rezinlerle kıyaslandığında parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü özellikleri açısından daha iyi bir performansa sahiptirler. Nano boyutta zirkonyum ve silika içerikli inorganik dolgu partiküllerinin polimer matriste toplanması 20-75 nm büyüklüğündeki nano kümecikleri (nano cluster) meydana getirmektedir. Nano kümeciklerin arasını nanometrik partiküllerin doldurması da kompozit rezinin aşınmaya direncinin artmasını sağlamaktadır (110). Nanofil kompozit rezinlerde doldurucu oran ağırlıkça %90-%95'e kadar çıkabilmektedir. Çok yüksek doldurucu miktarına sahip olmalarından ötürü polimerizasyon büzölmeleri ve su emilimi diğer kompozitlerle kıyaslandığında çok düşüktür (111). Nanofil kompozit rezinler ayrıca optik özellikleri sayesinde estetik yönden avantajlar sunmaktadır. Nano partiküllerin boyutları görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olduğundan dolayı ışık soğurulmaz. Küçük boyutlu nanopartiküllerce daha fazla ışık saçılması, restorasyonun mükemmel bir şekilde harmanlanmasını sağlar. Genellikle, kompozit rezinlerde düşük görsel düzeyde opaklık sağlanması arzu edilmektedir. Bu durum klinisyenin oldukça estetik bir restorasyon yapabilmesi için çok çeşitli gölgeler ve opasitelerin oluşturabilmesine (geniş renk spektrumu) izin vermektedir. Nanofil kompozit rezinler, gelişmiş yüzey özellikleri, cilalanabilir olmaları, farklı renk seçenekleri sebebiyle anterior bölge restorasyonlarında sıklıkla kullanılmaktadırlar (107).

3.5.1.2. Viskozitesine göre kompozit rezinler

3.5.1.2.1. Kondanse olabilen (tepilebilir) kompozit rezinler

Kondanse olabilen kompozitler (tepilebilir), polimerize olmamış kompozit rezinin direncini ve sertliğini arttırmak amacıyla üretilmiş, amalgama benzer manipölasyon özellikleri kazandırmak amacıyla inorganik doldurucu partiküllerin dağılımının ve miktarının modifikasyonu ile geliştirilmiştir (112). Bu kompozitler tepilebilir olduklarından dolayı sınıf II kavite şeklinde kontak oluşturulmasında kolaylık sağlamak ve oklüzal morfolojinin iyi bir şekilde işlenebilmesini sağlamaktadır (113). Hibrit kompozit rezinlerle kıyaslandığında daha yüksek miktarda doldurucu partikül

içermektedirler ve aşınmaya karşı daha dirençlidirler buna bağlı olarak çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgede kullanılmaları uygundur (114).

3.5.1.2.2. Akışkan kompozit rezinler

Düşük viskoziteye sahip, kavite duvarlarına daha iyi adapte olabilecek, kompozit rezinlere ihtiyaç duyulması sonucu akışkan kompozit rezinler 1996 yılında piyasaya sürülmüştür. Akışkan kompozit rezinlerin doldurucu içeriği azaltılarak viskoziteleri azaltılmış ve buna bağlı olarak akışkanlıkları artmıştır. Doldurucu partiküller hacim olarak %37-53 arasında değişiklik göstermektedir (113, 115). Akışkan kompozit rezinler düşük viskozitelerine bağlı kavite içerisine direkt uygulanabilmesine olanak tanıyan şırınga formunda üretilmektedirler (116).

3.5.1.3. Polimerizasyon şekline göre kompozit rezinler

3.5.1.3.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler kendiliğinden sertleşen kimyasal bir yapıya sahiplerdir ve ilk üretilen kompozit rezinlerdir. Bu kompozit rezinler kendiliğinden sertleşen, otopolimerizan ya da iki komponentli sistemler şeklinde de isimlendirilmektedirler. Baz ve katalizörden oluşan iki pat şeklinde bulunmaktadır. Patlardan birisi başlatıcı olarak benzoil peroksit diğeriye polimerizasyonu hızlandırmak amacıyla aktivatör olarak görev alan aromatik bir tersiyer amin (N, N-dimethyl-p-toluidine) içermektedir (112).

3.5.1.3.2. Ultraviyole (UV) ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler

Otopolimerizan kompozit rezinlere alternatif olarak 1970'li yıllarda UV ışık ile aktive olan kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Bu kompozit rezinler UV ışığı ile aktivasyonu sağlanan bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içermektedirler. Ancak polimerizasyon derinliğinin yetersizliği ve UV ışığın hem hekim hem de hasta açısından retina ve cilt dokularına zararlı olabileceği düşüncesiyle bu kompozit rezinlerin kullanımı bırakılmıştır (103, 105).

3.5.1.3.3. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler

Tek pat şeklinde üretilen kompozit rezinlerin polimerizasyonu amacıyla ilk olarak UV ışığı kullanılmıştır. Ancak UV ışığının hastaya ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle UV kullanımı bırakılmış ve alternatif olarak 420-470 nm dalga boyunda görünür mavi ışık kullanılmaya başlanmıştır. Bu sebeple kompozit rezinlerin içeriğinde mavi ışığa duyarlı olan polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak işlev görev kamforakinon bulunmaktadır. Bu kompozit rezinlerin; tek pat halinde olması, karıştırma işlemine gerek olmaması, inkremantal tekniğin uygulanmasına olanak vererek daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesi, polimerizasyonun kontrolünün hekimin elinde olması, çalışma süresinin uygun olması gibi avantajları mevcuttur (97).

3.5.1.3.4. Lazer ışığıyla polimerize olan kompozit rezinler

Kompozit rezinlerin 400-500 nm dalga boyunda ışık spektrumuna gerek duyması nedeniyle, 488 nm dalga boyuna sahip olan Argon lazerler ile polimerizasyonun sağlanması konusunda çalışmalar yapılmıştır (117). Bu çalışmalar sonucunda, Argon lazerlerin daha büyük kompozit rezin kütlelerinin polimerizasyonunu sağladığı gözlenmiştir. Polimerizasyonda görünür ışık kullanıldığında 2 mm kalınlıkta kompozit rezin kullanılırken, Argon lazer kullanıldığında 3-4 mm kalınlığa sahip kompozit rezin polimerize olabilmektedir. Fakat bu cihazlar çok pahalı olmaları nedeniyle yaygın bir şekilde kullanılamamaktadırlar (118).

3.5.1.3.5. Hem kimyasal olarak hem de görünür ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler

Bu kompozit rezinler hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olabilme özelliğine sahiptirler. Dual cure kompozitler bir katalizör ve baz (aktivatör) olmak üzere iki pattan oluşmaktadırlar. Bu kompozit rezinlerin baz patı görünür ışık aktivasyonu amacıyla kamforokinon içeriğe sahipken, kimyasal polimerizasyon amacıyla da bir amin yardımcı başlatıcısı içermektedirler (112). Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu, bu iki pat karıştırılmasıyla başlamaktadır ve kimyasal polimerizasyon sırasında herhangi bir zamanda bu kompozit rezin ışık ile sertleştirilebilmektedir. Dual cure kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyonu başlatan bileşeni, kompozit rezinin üst

katmanlarının hızlı bir şekilde başlangıçta sertleşmesini sağlayarak restorasyonu stabilize etmektedir. Daha sonrasında düşük hızda kimyasal sertleşme reaksiyonu gelişmekte ve ışığın yetersiz kaldığı kompozit rezinin derin katmanlarının polimerizasyonu 8-24 saat içerisinde sağlanmaktadır. Girişin zor olduğu interproksimal bölgelerde, derin kavite restorasyonlarında, zirkon altyapılı porselenlerde, fiber postlarda simatasyon materyali şeklinde kullanılmaktadırlar (119).

3.5.1.4. Güncel kompozit rezinler

3.5.1.4.1. Ormoserler

Organik modifiye ve seramik (or-mo-ser) sözcüklerinin ilk hecelerinden meydana gelen ormoserler; geleneksel kompozit rezinlerin doldurucu partikül yapısı haricinde, organik matriks fazında da bazı farklılıklar yapılması sonucu yeni bir restoratif materyal olarak geliştirilmişlerdir (104, 120). Cam-silika dolduruculu ve çapraz bağlı dimetakrilat monomer birleşiminden meydana gelen farklı organik matriks yapısına sahip olan bu kompozit rezinler, üç boyutlu çapraz bağlı kopolimerler şeklinde tanımlanmaktadır. Bu kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi sebebiyle yaşanan problemleri çözmek için üretilmişlerdir (120). Bu kompozit rezinler yüksek aşınma direnci , düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedirler ayrıca adeziv özellikleri gelişmiş ve biyouyumlulukları iyidir (104).

3.5.1.4.2. Giomerler

Giomerler, glass ionomer ve polimer sözcüklerinin birleşiminden meydana gelmektedir. Kompozit rezinlerin polisajlanabilirlik ve estetik avantajları ile cam iyonomer simanın flor salınımı avantajlarını birleştirmeyi hedefleyen giomerler, rezin matriks yapısına önceden reaksiyona girmiş cam partiküllerin eklenmesiyle meydana gelen hibrit restoratif materyallerdir (121).

3.5.1.4.3. Siloranlar

Bu kompozit rezinler materyalin kimyasal yapısını meydana getiren siloksan ve oksiran şeklinde adlandırılan iki farklı molekülden oluşmaktadır (122). Siloranlar, metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi

göstermektedirler ve daha yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Siloranlarda; siloksan nedeniyle kompozit rezin daha hidrofobik özellikler gösterirken, oksiran sayesinde polimerizasyon büzülmesi daha az görülmektedir (123).

3.5.1.4.4. İyon salabilen kompozit rezinler

Kompozit rezinlerdeki gelişmelerle birlikte restoratif diş hekimliğindeki bir yenilik de iyon salabilen kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesidir. Bu kompozit rezinler restorasyon yüzeyindeki pH değerinin değişimine bağlı şekilde hidroksil, kalsiyum ve florür iyonları salmaktadır. Plak birikimi nedeniyle pH değerinin düşmesi sonucu iyon salınımı artmaktadır (105).

3.5.1.4.5. Antibakteriyel kompozit rezinler

Rezin kompozitlerin ana başarısızlık sebeplerinden biri olan sekonder çürüklerin önlenmesi amacıyla, materyal içine bazı partiküller ilave edilerek antimikrobiyal etki sağlanması amaçlanmıştır. Antibakteriyel kompozit rezinler iki farklı yolla elde edilebilmektedirler:

- Rezin matriksin içerisine çözünebilir gümüş iyonları, klorheksidin, iyot, florür ve antibiyotikler gibi antimikrobiyal ajanlar ilave edilir ve bu ajanların materyalden salınması sonucu etkinliğini gösterir.
- Rezin matriksin içerisine 12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid gibi antimikrobiyal ajanlar ilave edilir ve bu ajanlar matriks içinde sabit kalarak, salınım olmadan plak birikimine ve bakteri üremesine karşı önleyici etki gösteriler (124, 125).

3.5.1.4.6. Self adeziv kompozit rezinler

Self adeziv kompozit rezinler uygulanmaları sırasında bir adeziv sistem kullanımı gerektirmezler ve diş dokularına kendiliğinden tutunabilirler. Bu kompozit rezinlerin kullanım alanı küçük sınıf I oklüzal kaviteler, Pıt ve fissür çürüklerinde, sınıf II kavitelerde liner şeklinde ve braketlerin yapıştırılması olarak sıralanabilir (126). Bu

kompozit rezinlerin yapısında gliserol fosfat dimetekrilat isimli asit içerikli özel bir monomer bulunmaktadır (127).

3.5.1.4.7. Bulk fill kompozit rezinler

Bulk fill kompozitler kaviteye daha büyük kalınlık ve hacimde kompozit rezin yerleştirilebilmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu kompozit rezinler, tek kütle şeklinde uygulanabilen ve restorasyon süresini kısaltmayı amaçlayan sistemlerdir. Geleneksel kompozit rezinlerin uygulanma şeklinde kavite içerisine en fazla 2 mm'lik kompozit rezin tabakası yerleştirilebilirken, bulk fill kompozit rezinlerde tek seferde 4-5 mm'lik kompozit rezin tabakası yerleştirilebilmektedir. Bulk fill kompozit rezinler iyi kenar uyumu gösterirler ve çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri çok yüksektir. Bununla birlikte, yeterli estetik özelliklere de sahip olması hekimler tarafından tercih edilebilirliğini arttırmaktadır (128).

3.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler

Fiberler; uçak yapımı, otobüs, roket motorları, tekne, rüzgâr değirmeni, spor aletleri gibi endüstrinin farklı dallarında uzun zamandan beri materyallerin güçlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bununla birlikte, fiberler doğada da farklı şekillerde karşımıza çıkmaktadır. Ağaçların ve bitkilerin hücre duvarında selülozik fiber halinde yer alarak dayanıklılık ve esneklik sağlarlar. Fiber içerikli materyaller; endüstrinin farklı birçok dalında kullanıldığı gibi diş hekimliğinde de sertlik, esneklik, translüsensi, korozyona uğramaması, bağlanma özelliklerinin iyi olması, basınca karşı dirençli olması gibi güçlü mekanik özelliklerine bağlı olarak kullanım alanı bulmuştur (129, 130). 1960'lı yıllarda ilk kez fiberler akrilik rezinlerin (polimetil metakrilat (PMMA)) boyutsal stabilite sorunlarını gidermek, mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla ve metal destekli porselen (MDP) protezlerin olumsuz özelliklerine çözüm arayışıyla kullanılmıştır (131, 132). İlerleyen yıllarda diş hekimliğinde direkt restoratif materyal, endontik post, lingual retainer, travma splinti, periodontal splint, yer tutucu, sabit parsiyel protez ve protez kaide materyali olmak üzere farklı disiplinlerde kullanılmaya başlanmıştır (133).

Dişhekimliğinde materyallerin güçlendirilmesi her zaman üzerinde çalışılan konulardan biri olmuştur. Fiberle güçlendirme de, 1960'lerden bugüne rezin bazlı restorasyonların yapısına fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla fiber eklenmesiyle meydana gelmektedir. FGKR tanım olarak; fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla içeriğine fiber katılmış rezin bazlı restorasyonlardır (134).

Fiberler kendi çapına göre yüz kat daha fazla uzunlukta, silindirik, esnek ve ince yapılardır. Dişhekimliğinde kullanılan FGKR'ler esasen kompozit rezinlerle benzer yapıya sahiplerdir ve kompozit rezinlerdeki gibi organik matris ve inorganik doldurucu fazlardan meydana gelirler. Organik matriks; PMMA, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA yapısındadır. Doldurucu inorganik fazını ise, organik matriks yapısına eklenen farklı çap, boy, yapı ve yönde yerleştirilen fiberler oluşturmaktadır. Matriks içindeki fiberler, adeziv bir ara yüzle rezine bağlanırlar. Matriks ve fiber arasındaki arayüz, yükün kompozitten fiberlere transfer edilmesinde önemli rol oynar. Güçlendirici bileşen olan fiberler, sertlik ve dayanıklılık sağlar iken, rezin matriks ise onların geometrik yapısını sabitleyerek nemin etkisinden koruyarak onları tespit edilen pozisyonda tutar ve destek sağlar (129, 131).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler; fiberin tipi, fiberin oryantasyonu, fiberin doyurulma işleminin önceden yapılıp yapılmamasına göre sınıflandırılmaktadır.

- Fiberin tipine göre: Karbon-grafit fiberler, Aramid fiberler, Cam fiberler, Polietilen fiberler.
- Fiberin oryantasyonuna göre: Tek yönlü paralel fiberler (Anizotropik: Tek yönde güçlendirme), İki yönlü sürekli fiberler (Ortotropik: İki yönde güçlendirme), Kısa-parçacık fiberler (İzotropik: Tüm yönlerde güçlendirme).
- Fiberin monomer ile infiltrasyonunun önceden yapılıp yapılmamasına göre: Preinfiltre fiberler, Non-preinfiltre fiberler (135, 136).

3.6.1. Tipine göre fiberler

3.6.1.1. Karbon-grafit fiberler

Karbon fiberler ilk olarak Edison tarafından 19. yüzyılın sonlarında, pamuk fiberler ve ince bambu çubukların karbonizasyonu sonucunda olmuştur. Karbon fiberler sıklıkla poliakrilo nitritin öncelikle 200-250 °C'de havada, daha sonra 1200°C'de atmosfer ortamında ısıtılması sonucu elde edilmektedir. Bu işlem sonucunda oksijen, hidrojen nitrojen atomları ortamdaki uzaklaştırılarak karbon atom zinciri oluşmakta ve karbon fiberlerin meydana gelmesi sağlanmaktadır (137, 138). Karbon fiberler 1.8 g/cc yoğunluğunda, 272 GPa Elastik modülü ve 565 MPa bükülme direncine sahip olan bir materyaldir (139).

Karbon fiberlerle ilgili yapılan çalışmaların sonucunda; karsinojenik ve sitotoksik etkileri olmadığı bildirilmiştir. Karbon fiberlerin koyu renkli olması ve estetik problemleri nedeniyle diş hekimliğinde kullanımı sınırlı kalmıştır (140) (Şekil 1).



Şekil 1. Karbon fiber (141)

3.6.1.2. Aramid fiberler

Aramid fiberler; poliparafenilen terftalamid aramid yapısına sahip olan sentetik-organik bileşiklerdir. Aramid fiberler ilk olarak Du Pont tarafından 'Kevlar' ismiyle piyasaya sürülmüştür. Bu fiberler mikrofibril yapısından ötürü sıkışma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlerle kıyaslandığında daha dayanıksızdır. Aramid fiberler; 1,44 g/cc yoğunluğunda, 50-98,6 GPa elastik modülüne ve 104.8 MPa çekme dayanımına sahiptir (139). Aramid fiberler cam fiberlerle kıyaslandığında yirmi kat daha esnektirler. Isı iletim katsayısı ve termal stabilitesi ise karbon ve cam fiberlere

kıyaslandığında daha düşüktür. UV ve görünür ışık, aramid fiberlerin renginde değişikliğe ya da mekanik özelliklerinin kısmi olarak azalmasına sebep olabilmektedir (138, 142). Aramid fiberlerin ıslanabilirlikleri çok yüksek olduğundan dolayı rezin ile doyurulmalarına gerek yoktur. Ancak sarı renkli olması estetik bölgelerde kullanımını sınırlamaktadır. Aramid fiberler, protez kaide rezinini güçlendirmek için de kullanılmışlardır ve toksik olduğuna dair herhangi bir bilgiye rastlanmamıştır. Fakat zamanla protez yüzeyinin aşınmasına bağlı ağız ortamına açılmaları sonucu mukoza irritasyonlarına sebep olabilmektedirler (138) (Şekil 2).



Şekil 2. Aramid fiber (141)

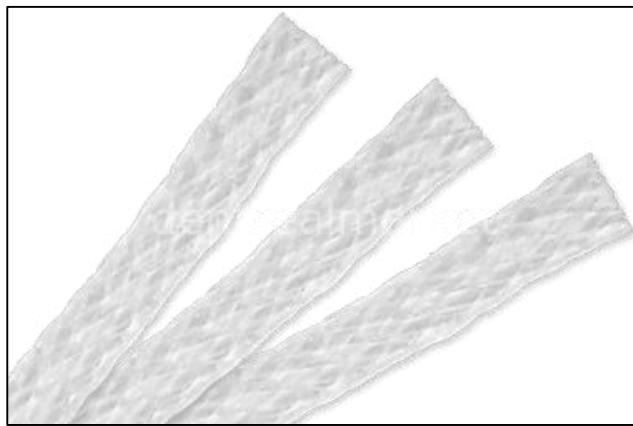
3.6.1.3. Cam fiberler

Cam fiberler, 1960'lı yıllardan beri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (143, 144). Esnek, biyouyumlu, renksiz, estetik olması, dirençli olması, korozyona uğramaması ve bağlantı özelliklerinin iyi olması tercih edilebilirliğini arttırmaktadır (145). Cam fiberler ilk kez hareketli protez kaidesini güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Daha sonrasında splint için ortodonti, periodontoloji ve pedodonti alanlarında, inleyler ya da adeziv köprü yapımında, implant destekli protezlerde üst yapının hazırlanmasında ve endodontik post yapımında kullanılmışlardır (146, 147). Bu fiberler, yüksek gerilme direnci ve düşük elastik modülüne (9-50 GPa) sahip olması sayesinde hem diş hekimliğinde hem de endüstride en sık kullanılan fiber tipidir (148). Translusens olmaları, estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonlarda kullanımını avantajlı hale getirmektedir (148). Bununla birlikte, nem, ısı ve düşük pH'a karşı dayanıklı olması, parlatılabilirliğinin iyi olması ve dentine bağlanma yeteneği diğer fiber tipleriyle kıyaslandığında üstün özelliklerindendir (149). Ancak bu fiberler cilt

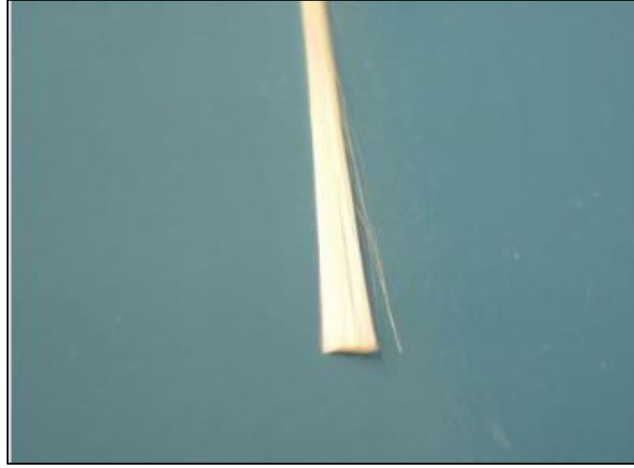
dokularıyla temas ettiğinde irritasyona sebep olmaktadır. Bu nedenle, restorasyona yerleştirilirken yüzeye çıkmamasına dikkat edilmelidir (150).

Cam fiberler tek yönlü, örgü şeklinde, kırılmış olmak üzere farklı oryantasyonlarda dental polimeri güçlendirmek amacıyla kullanılırlar (Şekil 3, 4). Polimer rezinlerin yapısını güçlendirmek için eklenen cam fiberler ile polimer matriks arasında iyi bir adezyon olmalıdır ve bu bağlantı için silan bileşikleri kullanılmaktadır (151). Cam; silisyum oksit (SiO_2), fosfor oksit (P_2O_5), germanyum oksit (GeO_2), bor oksit (B_2O_3) ve arsenik oksit (As_2O_3) gibi bileşiklerden meydana gelmektedir. Cam yapıcı oksit olarak çoğunlukla SiO_2 kullanılmaktadır (152). Günümüzde beş farklı tipte cam, fiber yapımında kullanılmaktadır ve adlarını karakteristik özelliklerinden almaktadırlar.

- A-cam (nötral); %25 oranında soda ve kireç içerikli yüksek alkali camdır, kimyasal maddeler karşında dirençlidir. Düşük elektriksel özellik göstermektedir.
- C-cam; yüksek kimyasal dirence sahip olan camdır.
- E-cam; düşük alkali içeriğe sahiptir. Neme karşı dirençli ve iyi bir elektrik yalıtkanıdır. Güçlendirme amacıyla kullanılan cam fiberlerin %50'si, E-cam fiberdir.
- S-cam (yüksek dayanıklı cam); amorf yapıdadır. Gerilim dayanımı, E-cam fiberden iki kat fazladır ve daha serttir.
- D-cam; iyi elektriksel özelliklere sahiptir fakat, mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar üstün değildir (153-155).



Şekil 3. Örgü formunda cam fiber fiber
(<https://angelus.ind.br/produto/interlig>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)



Şekil 4. Tek yönlü cam fiber
(<https://docplayer.biz.tr/110590229-Fiber-ile-guclendirilmis-kompozit-rezin-uygulamalari.html>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.6.1.4. Polietilen fiberler

Formülü CH_2CH_2 olan polietilen, etilen polimerlerinin tamamına verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir (156). Cappacio ve Ward tarafından 1973'te geliştirilen bu fiber, doğal kristalin polimeridir ve yoğunluğu 0.99 g/cm^3 olup oldukça hafiftir (157, 158). Polietilen fiberler, polimerizasyon şekillerine göre ikiye ayrılmaktadırlar:

- Yüksek basınç polietileni şeklinde adlandırılan “Düşük Molekül Ağırlığına sahip Polietilenler” (LMWPE)
- Düşük basınç polietileni şeklinde adlandırılan “Yüksek Molekül Ağırlığına sahip Polietilenler” (HMWPE) (156).

Polietilenin moleküler ağırlığı 1×10^6 'dan yüksek ise çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberler (UHMWPE) şeklinde adlandırılmaktadırlar. UHMWPE çok düşük sürtünme katsayısına, yüksek darbe dayanımına ve yüksek aşınma dayanıma sahiptir (159).

Polietilen fiberler, ön doyurulma işlemi yapılmış veya doyurulma işlemi gerektiren olmak üzere iki farklı şekilde olabilirler. Tek yönlü (Şekil 5), örgü (Şekil 6) ve leno dokuma (Şekil 7) yapısına sahip olabilirler ve genellikle hasta başında yapılan uygulamalarda kullanılmaktadırlar (160, 161). Düşük yoğunluklu, şekillendirilebilir ve doku ile uyumlu materyallerdir. Cam fiberlerin kırılğan yapısı ile karşılaştırıldıklarında, daha yüksek gerilme dayanımına sahiptirler. Polietilen

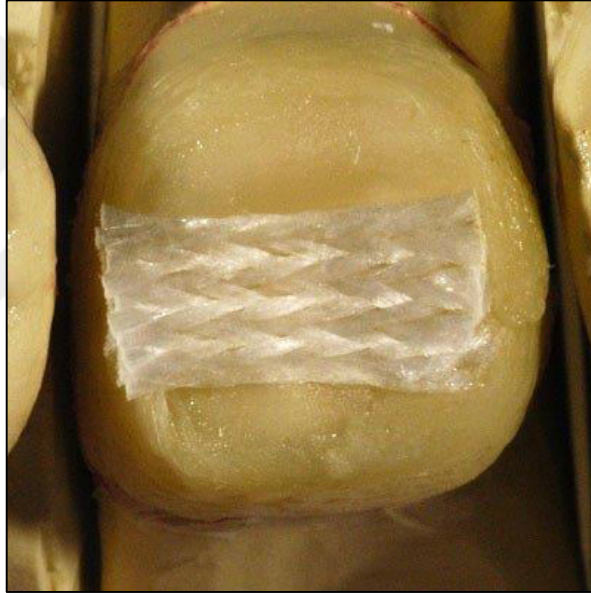
fiberlerin yüzey enerjisi daha düşüktür ve herhangi bir ön işlemten geçmeden rezin içine eklenen fiber yapının yabancı madde şeklinde davrandığı ve yapıyı güçlendireceğine zayıflattığı bildirilmiştir. Bu sorunun önüne geçmek amacıyla polietilen fiberler, kimyasal oksidasyon, kimyasal kaplama ajanları, elektrik plazma işlemi gibi farklı teknikler kullanılarak üretilmektedirler (129, 130, 138, 162).

Polietilen fiberlerin 140°C sonrası yapısının bozulması sebebiyle yüksek ısıyla polimerize olan kompozitler ile birlikte kullanılamaması ise bu fiberlerin en büyük dezavantajıdır (163, 164).

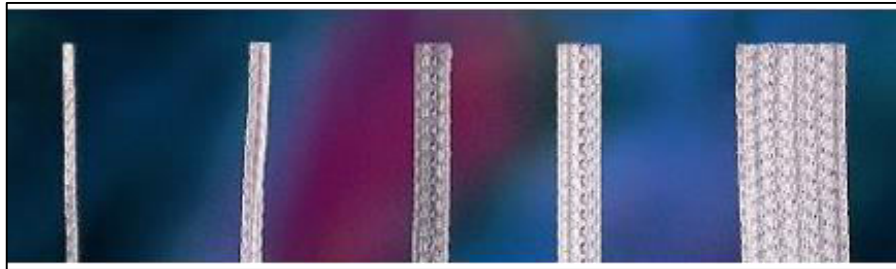
1992 yılında David Rudo tarafından geliştirilen UHMWPE teknolojisi ile kullanıma sunulan Ribbond® (Ribbond Inc., Seattle, WA, USA)'u diğer fiberlerden ayıran özelliği; çaprazlama kilitli ilmek şeklinde leno dalgası halinde olmasıdır. Bu yapısı kuvvetlere karşı dayanıklılığı arttırarak gelen kuvvetlerin yapının içerisinde ilerlemesini sağlar ve rezin içerisine tekrar iletilmesini engeller (165). Farklı genişliklerde (2, 3 ve 4 mm gibi) şerit halinde bulunan bu fiberler; biyouyumlu, durağan ve translüsent bir yapıya sahiptir (166). Ribbond, non-preinfiltre bir fiberdir bu nedenle kullanılmadan önce bir monomer ile doyurulması gerekmektedir. Bu fiberi ıslatmak amacıyla tek aşamalı ve 5. nesil adeziv sistemlerinin kullanımı önerilmemektedir. Bunun nedeni, bu adeziv sistemlerin asit içerikleri nedeniyle rezin ile fiber arasındaki adezyonun olumsuz etkilenmesidir. Kendi setinde yer alan veya doldurucu içermeyen bir bonding ajanla doyurulması gerekmektedir. Bununla birlikte, adeziv ile ıslatılma işleminden sonra kullanıma hazır hale gelene kadar ışıktan korunmalı, preselle tutulmalı ya da pudrasız eldivenle dokunulmalıdır (165). Günümüze kadar farklı birçok klinik uygulamada kullanım alanı bulunan Ribbond'un kullanıldıkları klinik uygulamalara; geçici köprü yapımı, periodontal splint, ortodontik retainer, sabit dental restorasyonları güçlendirme, total ve iskelet protezlerin tamiri ve güçlendirilmesi ve endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesi örnek gösterilebilir (158). Bu fiberin yumuşak ve bükülebilir özelliğe sahip olması kullanım kolaylığı sağlayarak direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanımını arttırmaktadır (167). Bununla birlikte; uygun koşullarda (ısı, nem ve diğer kontaminantlardan uzak) muhafaza edilmesi sonucu raf ömrü sınırsız olarak kabul edilmektedir. Ayrıca direncinin yüksek olması ve rezinler ile kimyasal bağlantılarının üstün olması nedeniyle son yıllarda kullanımı önemli oranda artmıştır (168-170).



Şekil 5. Tek yönlü polietilen fiber
(<https://www.dentalventures.com/wp-content/uploads/Retail-PL-2017-OCT.pdf>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)



Şekil 6. Örgü yapıda polietilen fiber
(<https://www.kerrdental.com/kerr-laboratory/construct-restorative-lab-materials>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

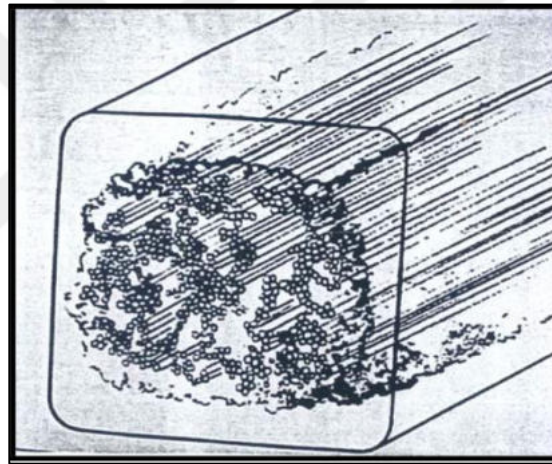


Şekil 7. Farklı genişliklerde leno dokuma yapısında polietilen fiber
(<https://sasexclusivasdentales.es/es/ribbond/151-ribbond.html>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.6.2. Oryantasyonuna göre fiberler

3.6.2.1. Tek yönlü (paralel) fiberler

Birbirine paralel, 6–7 μm kalınlığında, sayıları 1000-200.000 arasında değişiklik gösteren fiber demetlerinin tek bir yönde olduğu, blok yapısında fiberlerdir (158) (Şekil 8). Paralel fiberler; kompozit yapıyı bir yönde güçlendirerek kompozit yapıya anizotropik (tüm yönlerde aynı özelliğe sahip olmayan) mekanik özellikler kazandırdıkları için gerilim yönünün bilindiği durumlarda kullanılmaktadır. FGKR'nin üzerine uygulanan kuvvetin yönü fiber ile paralel olmadığı durumlarda, mekanik özellikleri azalmaktadır. Örnek olarak; köprü protezinde gövde bölgesinde fiberler mesio-distal şekilde yönlendirilerek kullanılmalıdır (129, 130, 132, 171).



Şekil 8. Tek yönlü fiberin şematik görüntüsü (158)

3.6.2.2. İki yönlü (dokuma, örgü formunda) fiberler

Örgü, dokuma yapısında fiberler; iplik şeklindeki fiberlerin iki farklı yönde düzenlenmesiyle oluşturulmuştur. Örgü yapısında fiberler, uzunlamasına ve enine şeklinde eşit olarak ikiye ayrılmaktadır (Şekil 9). Dokuma ve leno dokuma fiberler ise, dik açı ve çapraz bir görünüm oluşturacak şekilde fiberlerin bir araya getirilmesiyle oluşur (Şekil 10, 11). Dokuma yapısında fiberler; keten, çapraz ve saten dokunmuş kumaş tarzında çeşitli tekstil yapılarında üretilmektedirler (129, 130, 171, 172).

Bu tip fiberler kompozite ortotropik (iki yönlü güçlendirme) mekanik özellik sağlar. Bu nedenle stresin yönünün bilinmediği şartlarda kullanılırlar. İki yönlü

fiberler, tek yönde uzanan fiberlerin anizotropik özelliklerini azaltmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Örnek olarak bir dişe tam kron yapılması durumunda iki yönlü fiberler tercih edilmektedir (129, 130, 171, 172).



Şekil 9. Örgü fiber (173)



Şekil 10. Dokuma fiber (173)



Şekil 11. Leno dokuma fiber (173)

3.6.2.3. Kırpılmış (chopped) fiberler

Kısa kesilmiş fiberler polimer matriks içerisine rastgele ilave edilirler. Kırpılmış fiberler, izotropik (her yönde güçlendirme) özellik göstermektedirler. Bu fiberler, bir ya da iki yönde güçlendirme yerine çok yönde güçlendirici etki göstermektedir (143). Akrilik içerisine uygulanması en kolay fiber tipi olduğundan dolayı, hareketli protezleri güçlendirmek amacıyla kullanımları uygundur. Fakat bu fiberler düşük oranda (ağırlıkça %1-2) fiber eklenmesi istenildiği durumlarda kullanılmaktadır. Çünkü yüksek oranda kullanıldığında katı, kuru bir karışım meydana geldiğinden uygulanması zor olmaktadır. Bununla birlikte bu fiberlerin materyal yüzeyinde açığa çıkması pürüzlü bir yüzey oluşmasına ve irritasyona sebep olmaktadır (174).

3.6.3. Monomer infiltrasyonuna göre fiberler

Fiber yapının monomer ile infiltrasyonu; fiberin her yüzeyinin homojen bir şekilde rezin matriksle kaplanması işlemidir. Bu işlemde fiber demetlerinin rezin matrikle yeteri kadar ıslatılamaması ve rezin matriks yapısındaki polimerizasyon büzülmesi nedeniyle fiberler arasında boşluklar oluşması gibi problemlerle karşılaşılabilir. Bu problemler restorasyonun dayanıklılığını azaltır (136, 175). Ayrıca ağız sıvıları ile temas eden restorasyonda yeteri kadar doyurulmamış bölgelerdeki sıvı emilimi, mikroorganizmaların invazyonuna ve restorasyonda renk değişikliğine sebep olabilir (135, 175).

Dental uygulamalarda infiltrasyon işlemi iki farklı şekilde uygulanmaktadır.

3.6.3.1. Preinfiltre fiberler

Bu teknikte ticari olarak hazır ve önceden doyurulmuş (ıslatılmış) fiber demetleri kullanılır. Bu tip fiberlerde fabrikasyon olarak fiber yapısına rezinin infiltrasyonu sağlanmaktadır (130).

3.6.3.2. Non-preinfiltre fiberler

Dış hekimi veya laboratuvarında teknisyen tarafından, doyurulmamış fiber yapısına düşük viskoziteli rezinin uygulanarak fiberin rezinle ıslatılmasının sağlanmasıdır. Bu

yöntem, uygun fiber ve rezinin seçilmesi ve el becerisi gerektirmesi gibi teknik hassasiyet gösteren bir yöntemdir (130).

Fiberle materyallerin güçlendirilmesi ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde fiberin miktarı, uzunluğu, yönü, fiberlerin doyurulması ve fiberlerin polimer matrise adezyonu gibi faktörlerin etkili olduğu bilinmektedir (176).

3.6.4. FGKR'nin özelliklerini etkileyen faktörler

- Fiberin yapısı ve yönü: Tek yönlü fiberler en yüksek gerilim yönünün önceden bilindiği durumlarda kullanılmalıyken, iki yönlü fiberler ise her yönde mekanik dayanıklılık sağladığından, uygulanacak kuvvetin doğrultusunun önceden bilinmediği durumlarda kullanılmalıdır (132).
- Fiberin miktarı (oranı): Polimer matriksteki fiber miktarının artması restorasyonun direncini arttırdığı bildirilmiştir (177). Fiberin miktarı, fiberin matriks yapı içindeki ağırlığı olarak değil, hacmi olarak tanımlanmaktadır. Fiber miktarı yüksek ancak hacim olarak düşük olduğunda düşük direnç gösterdiği bildirilmiştir (178).
- Fiberlerin ve matriks polimerin özellikleri: FGKR'lerde, polimer matriks içinde fiberler gömülü haldedir. Bu polimer matriks, fiberleri bir arada tutar ve devamlı bir yapı oluşturur. Fiberlerin rezin içerisine yerleştirilmesinde farklı fiber tipleri ve bunların özellikleri dikkate alınmalıdır. Polimer matriks ve fiberler mekanik özelliklerinin yanında FGKR'lerin dış restorasyon ara yüzündeki bağlanma kabiliyetini de etkilemektedir (143).
- Fiberin rezin ile doyurulması: İyi bir şekilde doyurulmuş fiberlerin kompozit yapının fiziksel ve mekanik özelliklerinin çok daha iyi olmasına katkı sağladığı bildirilmiştir (177).
- Fiberlerin matrikse bağlanması: Polimer matriks ve fiber arasındaki kimyasal bağın kovalent bağ olduğu bildirilmiştir ve çalışmalar göstermiştir ki, bu bağlantı yetersiz olduğunda kompozitin su emilimi artmış ve mekanik özellikleri azalmıştır. İyi bir adezyonun sağlanması, streslerin matriksten fiberlere aktarılmasını sağlamaktadır (130, 135, 175).

3.6.5. FGKR'lerin avantajları

- Tek seansta eksik dişlerin tedavi edilebilmesi,
- Büyüme ve gelişimi devam eden genç hastalarda veya yaşlılarda kısa süreli kullanımı,
- Uzun ya da kısa dönemli geçici restorasyon şeklinde kullanılabilmesi,
- Az ya da hiç diş preperasyonu yapılmadan uygulanabilir olması (minimal invaziv olması),
- Estetik olması ve metal destek gerektirmemesi,
- Direkt uygulamalarda laboratuvar aşaması gerektirmemesi,
- Tamirinin geri dönüşümlü ve kolay olması,
- Maliyetinin yüksek olmaması (132).

3.6.6. FGKR'lerin dezavantajları

- Hassas çalışma ve mükemmel bir nem kontrolü gerektirmesi,
- Parafonksiyonu olan hastalarda veneer kompozitin aşınma potansiyeli,
- Renk stabilizasyonlarının zayıf olması,
- Ağız içinde açıkta kalan fiberin lokal doku reaksiyonuna sebep olabilmesi,
- Uzun köprülerde yeterli rijiditeye sahip olmaması (132).

3.6.7. Diş hekimliğinde fiberlerin kullanım alanları

- Sabit protetik restorasyonlarda kullanımı: FGKR ile kron ve köprü restorasyonları, inley, onlay restorasyonlar yapılabilmektedir. Kron ve köprü restorasyonları, hasta ağızında direkt yöntemle veya indirekt yöntemle laboratuvarında, hastanın kendi dişi ya da akrilik bir diş kullanılmasıyla yapılabilmektedir. Bu restorasyonlarda, alt yapı materyali olarak FGKR ve dış yüzeyi kaplamak amacıyla hibrit veya mikrodolduruculu farklı iki tip kompozit kullanılmaktadır (179).
- Akrilik rezin esaslı protezlerde kullanımı: Bu materyallerin kullanım amacı, tam protezlerin, geçici sabit protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin polimer rezin yapısını güçlendirmektir (143, 180, 181). Bu güçlendirme, hareketli protezin

tamamının ya da sadece zayıf kısımlarının fiberle güçlendirilmesi olarak gerçekleştirilebilmektedir (182).

- Sabit protetik restorasyonlarda kırık fasetlerin tamirinde kullanımı: Metal destekli porselen restorasyonlarda oluşmuş faset kırıklarında uygulanan yöntemlerden biri de, doldurucu kompozit ve fiber kullanarak mekanik retansiyonun arttırılmaya çalışılmasıdır (183).
- İmplant üst yapılarında ve implant materyali olarak kullanımı: Yapılan çalışmalarda, tek yönlü (paralel) FGKR'lerin implantların üst yapısında kullanılabileceğini bildirmiştir (184, 185).
- Restorasyonların bağlantı ara yüzünde kullanımı: Çeşitli dağılım yönlerine sahip fiberlerin, restorasyonun bağlantı ara yüzünde kullanıldığında; bu ara yüzün dinamiğini değiştirdiği, yükleme sırasında bağlantı ara yüzünde oluşacak stresleri azalttığı bağlantı başarısızlıklarının restorasyon-diş ara yüzü değil de FGKR içinde oluşmasını sağladığı bildirilmektedir. FGKR'nin dişe bağlanma yeteneği, FGKR'nin dayanımına, restoratif materyal ile diş ve FGKR materyali arasındaki bağlantıya bağlıdır. Restorasyonda oluşan stresler ve çatlaklar, fiber yapı tarafından durdurulmaktadır ya da yönleri değiştirilmektedir (186).
- Splint olarak kullanımı: Fiber splint, herhangi bir laboratuvar aşaması gerektirmemesi, dişlere doğrudan bağlanması, estetik olması, temizlenmesinin kolay olması, biyouyumlu olması, hekimler tarafından kolayca kısa bir sürede uygulanabilmesi gibi avantajlara sahipken dezavantajı pahalı olmasıdır (187).
- Yer tutucu olarak kullanımı: FGKR yer tutucuların; estetik olması, biyouyumlu olması, uygulamasının hızlı ve kolay olması, laboratuvar işlemi gerektirmemesi ve tek seansta uygulanabilmesi, geri dönüştürülebilir olması, tamirinin kolay olması, temizliğinin kolay olması, dayanıklı olması, destek dişin devrilmesini engellemesi ve zarar vermemesi, metal alerjisi olan bireylerde bile kullanılabilir olması gibi avantajları sebebiyle son yıllarda kullanımı giderek artmaktadır (188-190).
- Cerrahide kullanımı: FGKR'ler yakın zamanda oral ve maksillofasiyal cerrahide de kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyaller, kemik değiştirme ve kemik ankraj implantları için oral implantolojide uygulanabilir (191).

- KKT'li dişlerin restorasyonlarında kullanımı: KKT sonrası dişlerin kompozit rezin ile restorasyonunda kronal yapısının güçlendirilmesi amacıyla fiberler kullanılabilir. Fiber ağ yapısı restorasyonun iç kısmına yerleştirilebilir veya tüberküller birbirine fiber aracılığı ile splintlenebilir (132, 169).
- Post olarak kullanımı: KKT görmüş dişlerin tedavisinde döküm ve prefabrik metal postlar uzun süreden beri kullanılmaktaydılar. Ancak geleneksel metal postlardaki yüksek elastiklik modülü, tutuculuğun yeterli olmaması ve kök kırığına sebep olmaları gibi restorasyonun başarısını negatif etkileyecek önemli dezavantajları kullanımlarını sınırlamaktadır (192, 193). Piyasada farklı markalarda çeşitli fiber post sistemleri bulunmaktadır. Polietilen ve cam fiberler mekanik ve estetik özelliklerinin daha başarılı olmasından dolayı en sık tercih edilen fiber tipleridir (194).

3.7. FGKR 'lerin Post Olarak Kullanımı

Diş hekimliği uygulamalarında ileri derecede kron harabiyeti bulunan KKT'li dişlerin restorasyonu önemli bir yere sahiptir. TDY sonrasında oluşan kırık, kronun 2/3'ünü ya da daha fazlasını içeriyorsa post sistemlerinin kullanımı tavsiye edilmektedir (195). Post-kor uygulamalarındaki amaç köklerin kırığa karşı direncini arttırmak ve post tutuculuğunu en üst düzeye getirmektir. Bu şekilde, diş hem estetik hem de fonksiyon olarak tekrar işlevine kazandırılmış olur (196). Post uygulamaları sırasında diştten mümkün olduğunca az madde kaldırılması tavsiye edilmektedir. Çünkü diştin kuvvetler karşısındaki direnci geriye kalan sağlıklı diş dokusuyla direkt olarak ilişkilidir (85).

Kök kanalllarına post uygulaması ilk olarak 1728 yılında Fauchard tarafından tanımlanmıştır. Post materyali olarak 17. yüzyılda ahşap kullanılırken, daha sonra metal postlar kullanılmaya başlanmıştır (197, 198). Sir John Tomes tarafından 1849 yılında postların çapı ve uzunluğu ile ilgili detaylı bilgiler verilmiştir (199). Kişiyeye özel hazırlanan döküm post korlar 1930'lu yıllarda tek parça post kronların yerini almaya başlamıştır. Bu post sistemi, post ve kor yapının dökümünü gerektirse de; tekniğin iki aşamalı olması marjinal adaptasyonu arttırmıştır (199, 200). Günümüzdeki post kor sistemlerine en yakın tedaviler ise 1950 yılında Horst Uhlig tarafından yapılmıştır

(201). Kwiatkowski ve ark. 1989'da seramik post korları klinikte kullanmış (202), 1995'de Pissis tek parça seramikten yapılmış post korları tanımlamıştır (203).

İdeal bir postta bulunması gereken özellikler:

- Diş stres iletimi minimum olmalı,
- Yeterli retansiyon sağlamalı,
- KKT yenilenmesi gerektiği durumlarda kanaldan uzaklaştırılabilmesi kolay olmalı,
- Kanalin şekliyle uyumlu olmalı,
- Uygulama için minimum preparasyon gerektirmeli,
- Farklı genişlikte ve uzunlukta tipleri olmalı,
- Diş dokularıyla benzer biyomekanik özellikleri olmalı,
- Termal genleşme katsayısı dentin dokusuna yakın olmalı,
- Estetik olmalı,
- Biyouyumlu olmalıdır (204, 205).

Günümüzde, gelişen tedavi seçeneklerine bağlı olarak, post kor sistemleri de gelişim göstermektedir. Farklı tasarımlara sahip, güncel materyaller kullanılarak geliştirilen yeni post sistemleri her geçen gün kullanıma sunulmaktadır. Post kor sistemlerindeki bu gelişmelerin doğrultusunda yeni uygulama teknikleri de gelişmektedir. Bu durum, post kor restorasyonların sınıflandırılmasını zorlaştırmakta ve yapılan sınıflamaların da güncel kalmasını güçleştirmektedir (206). Genel olarak, post-core sistemleri döküm ve prefabrik olmak üzere iki ana sınıfa ayrılmaktadır. Döküm postlarda sıklıkla Tip III ve Tip IV dental alaşımları ile Co-Cr, Ti, Ni-Cr gibi soy olmayan metal alaşımları kullanılmaktadır (207, 208). Döküm postlar geniş ve düzensiz kanal seyri gösteren dişlerde tercih edilmektedir (209). Prefabrik post yapımında da paslanmaz çelik, titanyum ve alaşımları, soy metal alaşımları kullanılmaktadır (210). KKT'li dişlerde döküm post-core kullanımının azaldığı, prefabrik post-core sistemlerinin yapımının daha kolay, hızlı ve ekonomik olması sebebiyle daha fazla tercih edildiği bildirilmektedir (209). Bununla birlikte, metal postların yüksek elastisite modülüne sahip olması nedeniyle bu post istemleri kök kırıklarına sebep olabilmektedir. Metal postlar estetik olmaması ve içeriğindeki bileşenlere bağlı olarak korozyona sebep olması nedeniyle özellikle anterior bölge restorasyonlarında da tercih

edilmezler. Günümüzde artan estetik ihtiyaçlara bağlı olarak ortaya çıkmış olan fiber postlar metal postlara önemli bir alternatif oluşturmuşlardır. Fiber postların elastisite modülü metal postlarla kıyaslandığında dentine daha yakındır (Tablo 1) ve estetik yönden metal postlara göre çok üstündür (211, 212). Uygulama kolaylığı, hem mekanik hem estetik özelliklerinin üstünlüğü, sökölme kolaylığı ve öngörülebilir sonuçlar göstermesi nedeniyle fiber postlar sıklıkla kullanılır hale gelmişlerdir. Hem laboratuvar test sonuçları hem de klinik çalışmaların sonuçları KKT’li dişlerin restorasyonunda fiber postların kullanımını desteklemektedir. Bununla birlikte, fiber postlarda postun kanaldan desimantasyonu gibi geri dönüşümü mümkün, tamiri kolay başarısızlıklar da görülmektedir. Kullanılacak adeziv simanın tipi ve uygulama prosedürü de bu başarısızlığa sebep olmaktadır bu faktörler elime edildiğinde fiber postların başarısının arttırılabilceği düşünülmektedir. Fiber postların simantasyonunda en başarılı sonuçlar total-etch adezivlerin dual-cure rezin simanlar ile beraber kullanımı sonucunda elde edilmektedir (213).

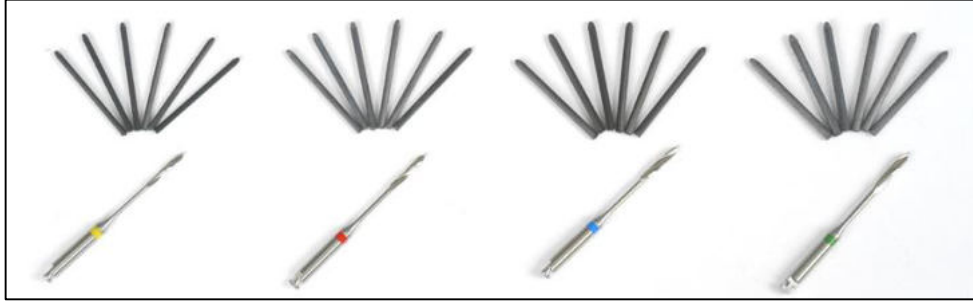
Tablo 1. Dentine ve farklı restoratif materyallerin elastisite modülleri (35, 214, 215)

	Elastisite Modülü
Dentin (214)	18.6 GPa
Kompozit Rezin (215)	5.7-25 GPa
Rezin Simanlar (215)	6.8-10.8 GPa
Metal Postlar (215)	150-200 GPa
Zirkonyum Postlar (35)	200 GPa
Fiber Postlar (215)	16-40 GPa

3.7.1. Karbon fiber postlar

Karbon fiber postların yapısı, postun uzun eksenine paralel olarak tek yönlü karbon fiberlerle güçlendirilmiş epoksi rezindir. Fiberler rezin matriks içinde, 8 µm çapında homojen olarak dağılmış şekilde bulunur (216). Duret ve ark. tarafından (217) ilk olarak 1990’da metal olmayan post materyali olarak ‘Composipost’ (RTD, St Egrevé, France) adıyla üretilen bu post sistemi, anizotropik özellikte ve rezin matriks üzerinde yer alan karbon fiberlerden oluşmaktadır (34). Anizotropik özelliği farklı yönlerden gelen kuvvetlere karşı direnç göstermesini sağlayarak kök kırığı ve desimantasyon riskini azaltmaktadır (207). Karbon fiberler gelen kuvvetleri homojen olarak dağıtarak materyalin daha yüksek dirence sahip olmasını sağlamaktadır. Bununla birlikte bu post yapısı, dentine yakın elastik modülüne, yüksek çekme ve yorgunluk direncine sahiptir (35). Tüm bu avantajlarına karşın, karbon fiber postların

in vivo kullanımları hala tartışma konusudur. Bu postların radyoopasitesinin düşük olması ve siyah renge sahip olmasına bağlı olarak neden olduğu estetik sorunlar kullanımlarını kısıtlamaktadır (137) (Şekil 12).



Şekil 12. Karbon fiber postlar
(<https://www.morita.com/america/en/products/partner-products/consumables/cf-carbon-fiber-post>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.7.2. Aramid fiber postlar

Aramid fiberlerin cam fiberlerle kıyaslandığında elastisiteleri daha düşüktür ve sarı renklerinden ötürü estetiğin önemli olduğu anterior bölge restorasyonlarda kullanımları sınırlıdır (218). Bu fiberler biyoyumludurlar ve PMMA içinde kullanıldığında, dayanıklılığının arttığı bildirilmiştir (219).

3.7.3. Cam fiber postlar

Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte diş hekimliğinde de bu yönde gelişmeler hız kazanmış ve metal ve karbon fiber gibi estetik olmayan post sistemleri yerine diş renginde post sistemleri geliştirilmiştir. Cam fiber postlar, beyaz ya da translusent ve diş rengine yakın renkte, korozyona direçli ve biyoyumlu materyallerdir (148). Karbon fiberle kıyaslandığında mekanik özellikleri dentine daha yakındır (220). Yapılan çalışmalar sonucunda; fiberler tipleri içinde dental kullanıma en uygun olanının, estetik özellikleri ve dentine yakın elastisite modülü ve iyi adezyon sağlaması nedeniyle cam fiberler olduğu bildirilmiştir (139).

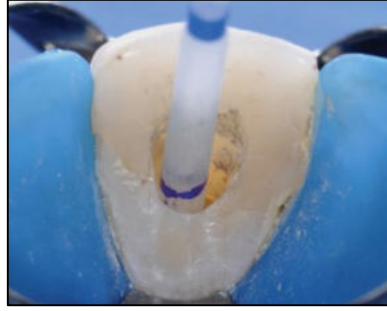
Cam ya da silika fiberlerden (beyaz veya yarı saydam) meydana gelen cam fiber postlar, E-cam, S-cam ya da kuvars fiber gibi farklı tip camlardan üretilmektedirler (152). Bu postlar, diş yapısını güçlendirmese de post boşluğuna yani dentine adeziv

sistemlerle bağlanan restorasyonlar olduklarından dolayı rijit postlara göre daha eşit stres dağılımı oluşturarak kök kırığı riskini azaltırlar. Post ve rezin içerikli simantasyon materyali arasındaki kimyasal bağlanma sayesinde de kırılma riski azalmaktadır. Fiber postlar adeziv kompozit rezin yapıştırma simanlarıyla birlikte kullanıldığında debonding ve kök kırıkları oluşumu azalmaktadır (221).

Cam fiberle güçlendirilmiş post sistemleri rezin matriks içinde postu güçlendirmek üzere tek yönlü uzanan cam fiberlerden ve iki yönlü örgü yapıda cam fiberlerden meydana gelmektedir (130, 151).

Prefabrike tek yönlü cam fiber post sistemlerinin her birinin kendilerine ait ve tasarımlarına uygun kanal preparasyon frezleri bulunmaktadır. Post boşluğunun bu frezlerle açılmasını takiben aynı seansta uygun simanlarla ilgili dişe uygulanırlar (Şekil 13). Aynı şekilde kor yapının da direkt olarak hasta ağzında oluşturulmasına izin veren sistemlerdir. Döküm postlarla kıyaslandıklarında, daha az kök kanal preparasyonu gerektirdikleri için daha konservatiflerdir (130, 213). İstenilen post boyuna göre kısaltılabilmeleri veya bir problem olduğunda kanaldan kolayca çıkarılabilmeleri kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Rijit postlarda ise apikalde sabitlenen kısımların çıkarılması zordur ve kök kırığına bağlı olarak diş kaybına kadar olumsuz durumlarla karşılaşılabilir. Ancak fiber postlarda frezler yardımıyla kök kırığı olmadan kolay bir şekilde bu işlem gerçekleştirilebilir (222).

Örgü yapıda cam fiber post sistemleri ise kök kanalından 3-4 mm 'lik gutta perchanın çıkarılmasını takiben örgü yapıdaki cam fiber postun yeterli uzunlukta kesilerek kanal içerisine adapte edildiği konservatif tedavi şekillerinden birisidir (130, 223) (Şekil 14). Bu post sisteminde örgü fiberler preinfiltre ve non-preinfiltre olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Non-preinfiltre fiber sistemleri uygulama öncesinde fiberin düşük viskoziteli rezin ile ıslatılması sonrasında post boşluğuna uygulanmaktadır (130, 139). Bu post sisteminin hem estetik hem de minimal invaziv bir yöntem olması ve kalan diş dokusunu koruması büyüme gelişim dönemindeki bireylerde TDY sonrası aşırı madde kaybına sahip dişlerin restorasyonunda önem arz etmektedir. Cam fiber postların dezavantajı ise neme karşı çok hassas olmaları ve bu nedenle teknik olarak dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirmeleridir (222).



Şekil 13. Tek yönlü cam fiber post örneği (224)



Şekil 14. Örgü yapıda cam fiber post örneği
(<https://angelus.ind.br>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.7.4. Kuartz fiber postlar

Bu postlar 1998 yılında geliştirilmiş, rezin makriks içine gömülmüş çapı 8 μm olan kuartz fiber liflerinden meydana gelmektedir ve maksimum estetiği sağlamak için bir alternatif olarak piyasaya sunulmuşlardır (148) (Şekil 15). Cam, kuartz ve silika esaslı materyallerdir. Cam nonkristalize yapıdayken, kuartz kristalin yapıya sahiptir. Kuartz fiberlerinin üretimi cam fiberlerinden daha pahalıdır çünkü yüksek saflıktaki kuartz kristalleri nadir görülmektedir (225). Kuartz fiber postlar dentine benzer, düşük elastik modülüne sahiptirler ve baryum içerikleri sayesinde radyografide kolay izlenirler (221). İleri derecede translusent olduklarından ötürü ışığı geçirgenlikleri daha fazladır buna bağlı olarak ışııkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonunu arttırmaktadırlar (222).



Şekil 15. Kuvartz fiber post
(<https://www.easyinsmile-direct.com/en>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.7.5. Polietilen fiber postlar

Polietilen fiberler, estetik, biyouyumlu, ışık geçirgenliği iyi ve uygulaması kolay olan bir materyaldir (166). Düşük sürtünme katsayısı ve yüksek yorgunluk direnci gösterirler ve aşınmaya karşı dirençli materyallerdir. Polietilen fiberler hidrofobiktirler ve polar grupları bulunmaz. Buna bağlı olarak yüzey enerjileri çok düşüktür ve rezin ile zayıf bağlantı gösterirler. Bu nedenle yüzey enerjisini artırmak için oksijen plazma işlemi uygulanmaktadır (226, 227). Işık geçirgenliği sayesinde estetik olan polietilen fiber postların yapısı örgü-şerit şeklinde de adlandırılmaktadır ve farklı boyutlarda polietilen fiber şeritler mevcuttur (166). Bu post sistemi ayrıca biyouyumlu ve uygulanabilirliği kolay bir sistemdir. Polietilen fiber postlar, metal postlar gibi korozyon ürünlerine sebep olmadıklarından ve diş renginde olduklarından dolayı estetik yönden probleme neden olmamaktadırlar (166, 167).

Polietilen fiberler Connect® (Kerr, Mfg., Orange, CA), Construct® (Kerr, West Collins Orange, CA) ve Ribbond® isimleriyle piyasaya sunulmuşlardır (168). Connect ve Ribbond polietilen fiberler daha önceden adeziv rezinle doyurulma işlemine tabii tutulmamışken Construct fiber ise önceden doyurulmuş yapıdadır (168, 194). Ancak polietilen fiberler içerisinde sıklıkla plazma ile güçlendirilmiş olan Ribbond® materyali kullanılmaktadır. Ribbond®'u diğer fiberlerden ayıran esas özelliği; olan çaprazlama kilitli ilmek leno dalgası şeklindeki dokuma yapısı ile kuvvetlere karşı dayanıklılığını artırarak gelen kuvvetlerin yapının içerisinde ilerlemesini sağlaması ve rezin içerisine tekrar

iletilmesini engellemesidir (165). Ribbond'un kullanım talimatına göre uygulanması için kanal genişletmesi gerekli değildir. Bu özelliği sayesinde sağlam diş dokusunun kaybına neden olmamaktadır ve minimal invaziv bir tedavi imkanı sunmaktadır (167, 213). Kök kanalından 3-4 mm'lik gutta perkanın çıkarılması sonrası istenilen uzunlukta kesilen Ribbond® doldurucu içermeyen bir bonding ajanla doyurulması sonrası dual cure bir rezin ile simante edilmektedir (228) (Şekil 16). Yumuşak kıvamdayken şekillendirilen bu post sistemi pulpa odasına ve kök kanalına iyi adapte olduğu için sertleştikten sonra retansiyonu yeterlidir. Diş rengine sahip olduğundan döküm ve prefabrik postlar gibi kök kanal duvarı boyunca ve yumuşak dokuda renk değişimine sebep olmamaktadır ve yapılacak restorasyonu estetik yönden olumsuz etkilememektedir. Kırık dişlerin restorasyonunda geleneksel kompozit rezin ya da protetik restorasyonların yerine Ribbond® post-core uygulaması, dişin internal kuvvetlendirilmesi ve kırılmalara karşı dayanıklılığının artırılması açısından avantajlı bulunmaktadır (166).



Şekil 16. Ribbond'un daimi dişte post olarak kullanımı (229)

3.8. Kısa Fiber Takviyeli Kompozit Rezin

Günümüzde kompozit rezinler uygulama kolaylığı, üstün estetik özelliklere sahip olması, iyi mekanik özellikleri ve seramiklerle kıyaslandığında düşük maliyetli olmaları sebebiyle diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiplerdir (230). Kompozit rezinlerin özellikleri kullanılmaya başladığı günden bugüne kadar monomer kimyası, doldurucu teknolojisi ve yapısında değişiklikler yapılarak sürekli geliştirilmiştir (231). Günümüzde kompozit rezinlerin özelliklerinin güçlendirilmesinde tercih edilen bir yöntem de kompozit rezinlere fiber ilave edilmesidir. FGKR, rezin matriks içerisinde fiber

demetleri içeren ve kullanım alanı oldukça geniş olan materyallerdir. Kısa cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin olarak 2013 yılında piyasaya sunulan Everx Posterior® (GC Europe, Leuven), dentin dokusunun stresi absorbe etme özelliğini taklit ederek, büyük restorasyonların direkt restorasyonuna olanak sağlamaktadır (Şekil 17). Everx Posterior® materyali, vital ve devital dişleri restore etmek amacıyla yüksek stres altındaki bölgelerde tek bir aşamada uygulanan (bulk) kaide materyali şeklinde tasarlanmıştır (232). Yapısını, rezin matriksi oluşturan Bis-GMA, TEGDMA, PMMA ve içinde rastgele dağılmış e-cam fiberler ve inorganik doldurucular oluşturmaktadır. Bu rezin kombinasyonu materyalin polimerizasyonu esnasında kompozit rezinin dayanıklılığını ve bağlanma özelliklerini artıran semi-interpenetrating polimer ağ yapısı meydana getirmektedir (36). Kısa ve rastgele dağılımlı cam fiberler izotropik bir güçlendirme etkisi sağlamaktadır (233). Kısa fiber takviyeli kompozit rezinler, kavite duvarlarına ve üstündeki kompozit rezinle iyi bir bağlantıya sahiptir ve oklüzal yükleri dişe homojen bir şekilde aktarmaktadır. Liflerin ışık iletimi ve bunun neticesinde artan polimerizasyon derinliği sayesinde bulk tekniğine de izin vermektedir. Polimerizasyon büzülmesi diğer kompozit rezinlere kıyasla önemli ölçüde daha düşüktür ve polimerizasyon büzülmesi, liflerin uzun eksen yönünde azalmaktadır (234, 235). Eapen ve ark.'larının yaptıkları in vitro bir çalışmada KKT görmüş dişlerdeki restorasyonlarda kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin kullanılması sayesinde kırılma direncinin daha yüksek olduğu ve kalan diş dokusunun daha fazla korunduğu bildirilmiştir. Mine ve dentinin taklit edilebilmesi amacıyla KKT görmüş dişlerde yüksek streslere maruz kalan bölgelerde kompozit rezinlerin altında kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin kullanılmasının restorasyonu daha dayanıklı ve kırılmaya dirençli hale getireceğini bildirmişlerdir (236). Bulk fill kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini karşılaştıran bir çalışmada ise, kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin test edilen diğer bulk fill kompozit rezinlere göre daha yüksek kırılma tokluğuna ve eğilme direncine sahip olduğu ve daha az çekme gerilmesi gösterdiği bulunmuştur (237). Kısa fiber takviyeli kompozit rezin ile restore edilen dişlerin, en önemli başarısızlık nedenlerinden biri olan kompozitin yapısında çatlak oluşumunu önlediği ve çatlak ilerlemesini durdurduğu bildirilmiştir (238).



Şekil 17. Kısa fiber takviyeli kompozit rezin
(<https://www.hayanmosab.com/2022/09/ever-x-dentine-substitute.html>, Erişim tarihi 6 Ocak 2023)

3.9. Diş Hekimliği ve Biyomekanik

3.9.1. Biyomekanik ile ilgili temel kavramlar

İnsanların vücudundaki biyolojik yapıların kuvvet etkisi altında davranışlarını incelen bilim dalına biyomekanik denmektedir. Biyomekanik terimi diş hekimliği için farklı kuvvetlerin diş ve dişin çevre dokularına, restorasyonlara etkisini içermektedir (196).

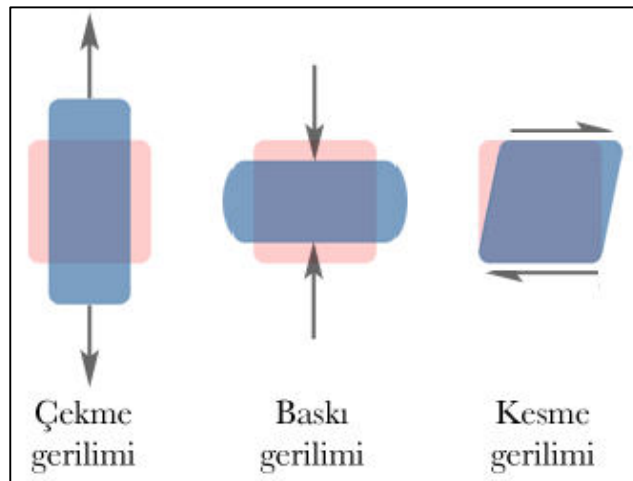
Kuvvet: Bir cisim üzerinde harekete sebep olan, hareket halindeki bir cismi durduran, cisimlerin şeklinde ve hareketinde değişikliğe sebep olan etki olarak tanımlanmaktadır. Bir cisim üzerine kuvvet uygulandığında, cisim hareket etmez ise şekil değişimine uğrar ve bu durum da deformasyona sebep olur. Newton kanunlarında kuvvet, cismin ivmesi ve kütlesinin çarpımıdır. Birimi ise Newton (N) ya da kg-f cinsinde belirtilir (239).

Okluzal Kuvvet: Çiğneme kaslarının meydana getirdiği kuvvetler, temporomandibular eklem (TME) aracılığı ile dental arka iletilmektedir. Dişlerin dental ark üzerindeki konumu, kişinin yaşı, cinsiyeti, TME hastalıkları gibi farklı etkenler okluzal kuvvet miktarını etkilemektedir. TME'ye en yakın olan azı dişleri bölgesinden kesici dişlerin bulunduğu ön bölgeye doğru okluzal kuvvet azalmaktadır ve bu çiğneme kuvvetleri 150-800 N arasında değişiklik göstermektedir (240).

Gerilme (Gerilim, Stres): Katı bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan bu kuvvete karşı, eşit ve zıt yönde bir tepki kuvveti meydana gelir ve oluşan bu iki kuvvet, cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Bu bilgi neticesinde gerilme; birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanmaktadır (240). Birimi Paskal (N/m^2)'dır fakat dış hekimliğinde kullanılan materyaller küçük olduğundan dolayı sıklıkla megapaskal (MPa) ya da (N/mm^2) kullanılmaktadır. Gerilme “S” veya “ σ ” gösterilmektedir (241).

Gerilme türü belirlenirken kuvvet bileşenleri dikkate alınmaktadır. Farklı açı ve doğrultularla kuvvet uygulanabilmektedir fakat karmaşık gerilmelerin meydana gelebilmesi için birkaç kuvvetin bir arada olması gerekmektedir. Gerilme tipleri; basma, çekme ve kayma olmak üzere 3'e ayrılmaktadır (239, 240) (Şekil 18).

- Basma gerilmesi, aynı doğrultuda ve birbirine doğru iki kuvvetin cisme uygulanması ile oluşmaktadır.
- Çekme gerilmesi; aynı doğrultuda ancak ters yönde iki kuvvetin cisme uygulanmasıyla oluşmaktadır.
- Kayma gerilmesi; Farklı doğrultularda ancak birbirine paralel ve zıt yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşmaktadır. Cisimlerden biri diğerinin üzerinden kayma hareketi karşısında direnç geliştirir (240).



Şekil 18. Gerilme türlerinin şematize şekli (242)

Gerinim (Strain): Gerinim, bir cisme uygulanan gerilme sonucu meydana gelen fiziksel deformasyondur. Cisim üzerinde meydana gelen boyut değişikliğinin cismin esas boyutuna oranıdır. Cismin özellikleri ve uygulanan kuvvet değişim miktarını

belirlemektedir. Gerinim bir oran olduğundan dolayı ölçü birimi bulunmamaktadır. Uygulanan kuvvetler neticesinde tüm cisimler deformasyona uğramaktadır. Deformasyon, plastik veya elastik deformasyon olarak iki farklı şekilde gelişebilmektedir. Elastik deformasyonda, uygulanan kuvvet kaybolduğunda cisim eski haline dönebilmektedir ancak uygulanan kuvvet sonrası birim alana düşen bileşke kuvvet değerini aştığı durumda plastik deformasyon oluşacak ve cisimde kırılma ya da kopama meydana gelecektir (240).

Dayanıklılık (Strenght): Dayanıklılık, bir cismi kırmak ya da bozmak için gereken maksimum gerilme değeri şeklinde tanımlanmaktadır. Cisim üzerine uygulanan gerilme türüne göre basma, çekme ya da kayma dayanımı şeklinde adlandırılır (239).

Yorulma: Bir cismim üzerine kopma kuvvetinden daha hafif bir stres çok kez uygulandığı zaman cisimde deformasyonlar oluşmaktadır ve bu durum yorulma şeklinde adlandırılmaktadır. Çekme, sıkıştırma ve makaslama stresleri bir cisim üzerinde etki gösterdiğinde yapısal olarak yorulmaya sebep olmaktadır. Öncelikle cismin iç yapısında küçük ayrışmalar oluşmaktadır eğer stres devam ettirilirse cisimdeki küçük çatlaklar büyüyerek deformasyonlar meydana gelmektedir (243).

Elastik Modülü (Young Modülü, Elastisite Modülü): Esneme veya deformasyon karşında materyalin gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır. Gerilmenin gerinmeye oranlanmasıyla hesaplanmaktadır (*Elastik Modülü: Stres/Strain*) ve birimi N/mm^2 'dir. Elastisite modülü arttıkça materyalin serliği artmakta ve yüksek elastisite modülüne sahip olan materyaller uygulanan kuvvet neticesinde daha az deforme olmaktadır. Homojen cisimler için elastisite modülünün sabit olduğu varsayılır fakat homojen olmayan cisimlerin elastisite modülleri oldukça değişken olduğundan ötürü belirlenmesi daha zordur (243).

Poisson Oranı: Elastik sınırlar içinde cisim üzerine uygulanan çekme ya da sıkıştırma kuvvetleri neticesinde materyalin enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranı olarak ifade edilmektedir ve “v” harfi ile sembolize edilmektedir (244).

Endeki birim boyut değişimi

Poisson Oranı (v): _____

Boydaki birim boyut değişimi

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi: Von Mises ve ark.'nın biçim değiştirme enerjisi adlı hipotezine göre; bir cismin belirli bir parçasındaki iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa, cisim o noktada şekil değiştirir. Farklı matematiksel ispatlar yardımıyla elemanlar üzerinde meydana gelen gerilmelerin ve kayma gerilmelerinin ortalamasıyla ve 3 asal gerilme değeri kullanılmasıyla hesaplanmaktadır. Çekilebilir materyaller için Von Mises eşdeğer gerilmesi (σ_M) şekil değişiminin başlangıcı olarak ifade edilmektedir (242).

3.9.2. Diş hekimliğinde stres analiz yöntemleri

İntraoral bölgede meydana gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sonucunda oluşan stresler diş ve çevre dokularında farklı yapısal cevaplar geliştirmektedir. Diş hekimliğinde biyomekaniğin tanımı, restoratif ve KKT sonrasında dişte ve periodontal dokularda meydana gelen stres ve deformasyonların incelenmesi şeklinde tanımlanmaktadır (196).

Cisimlere uygulanan kuvvet sebebiyle meydana gelen streslerin hangi bölgede ve ne kadar yoğunlukta olduğunu incelemek amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Canlı yapıların uygulanan kuvvetler neticesinde direncini belirlemek ve stres analizini yapmak oldukça riskli, maliyetli ve çoğu zaman ise imkansız olmaktadır. Buna bağlı olarak, canlı dokuları taklit eden modeller geliştirilerek stres analizleri yapılmaktadır. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği stresin hangi bölgelerde yoğunlaştığını belirlemek, cismin daha dayanıklı ve uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır (38).

Materyalleri kuvvet iletimi yönünden değerlendirmek ve restorasyonların daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için ne şekilde olması gerektiğini belirlemek için farklı stres analizi yöntemleri kullanılmaktadır:

- Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi,
- Fotoelastik stres analizi yöntemi,
- Gerinim ölçer (strain gauge) ile stres analiz yöntemi,
- Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi,
- Termografik kuvvet analiz yöntemi,
- Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (Holografik İnterferometri),
- SEA yöntemi (196).

3.9.2.1. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi

Stres dağılımı gözlemlenecek model üzerine homojen şekilde vernik malzemesi püskürtülmektedir ve bu model verniğin sertleşmesi amacıyla fırınlanmaktadır. Sonrasında modele istenen yönlerde ve şiddette kuvvet uygulanmaktadır. Bu stres analizi yöntemi model üzerine verniğin gerilme direncinin üstünde bir kuvvet uygulandığında meydana gelen çatlak oluşumunun incelenmesi esasına dayanmaktadır (196).

3.9.2.2. Fotoelastik stres analizi yöntemi

Fotoelastik stres analizi yöntemi, polarize ışığın saydam cisimlerin içinden geçerken çift kırılması esasına dayanmaktadır. Polarize ışık demeti, yüklenmiş bir maddeden geçtiğinde, değişik hızlarda dikey titreşimlere dönüşmektedir ve bu faz farkı Polariskop isimli cihaz ile gözlenmektedir (196).

3.9.2.3. Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi

Gerinim ölçer model üstünde kuvvet, basınç gibi fiziksel özellikleri ölçmek amacıyla kullanılan bir cihazdır. Şekil değişikliği ve iç gerinimlerin inceleneceği alanlara bu cihaz yerleştirilerek bu değerler kaydedilir. Bu yöntem optik, mekanik, mekanik-optik, akustik ve elektronik yapılara sahip olan çeşitleri sayesinde gerilim altında boyutsal farklılıkları detaylı bir şekilde inceleme imkanı sunmaktadır (196).

3.9.2.4. Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi

Bu stres analizi yöntemi; bir güç kaynağı, gerilim ölçerler, radyotransmitter, anten ve veri kaydedici içerikli bileşik bir donanıma sahiptir. Meydana gelen voltaj düşüşlerinin frekansı değiştirmesi neticesinde veriler elde edilmektedir (196).

3.9.2.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Homojen ve izotropik özelliğe sahip olan bir dental materyale, sürekli kuvvet uygulandığında, ısısal periyodik farklılıkların meydana gelen streslerle doğru orantılı olduğu düşüncesi ile bu yöntemin gelişmesini sağlamıştır. Canlı dokular üzerinde ısısal değişimlerin restorasyon üzerindeki etkilerinin incelenememesi bu yöntemin dezavantajıdır. Dental implantlarda kullanım alanı bulunan bu yöntem onley, inley ve kronlar için kullanılamamaktadır (196).

3.9.2.6. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (holografik interferometri)

Optik bir tekniğe dayanan bu stres analiz yönteminde, modelin lazer ışınıyla 3B görüntüsünün, holografik film üzerine kaydedilmesi esasına dayanmaktadır. Bu stres analiz yönteminde, interferometri adlı bir alet kullanılmaktadır. Model üzerinde meydana gelen boşluk ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülmektedir. Cisim hareket ettiği esnada, ışın verilmesi neticesinde oluşan holografik görüntüde meydana gelen saçakların değerlendirilmesiyle analiz yapılmaktadır. Deformasyon miktarı, görünür ışın demetlerine dönüştürülerek belirlenmektedir (196).

3.9.2.7. SEA yöntemi

SEA yöntemi, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılmasıyla analitik olarak modellenmesi ve bunun sonucu oluşan elemanlarla belirtilmesi esasına dayanmaktadır (245). İlk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanan bu yöntem daha sonraları; akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik, akustik, biyomekanik ve elektromanyetik gibi farklı birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (246). SEA diş hekimliğinde ise bilgisayar yardımıyla çözümlenmesi için biyomekanik sistemin matematiksel modelinin çıkartılması esasına dayanmaktadır. Bu yöntem diş

hekimliğinde; konservatif, endodontik ve protetik restorasyonlar ve implant değerlendirmelerinde kullanım alanı bulmaktadır (247).

SEA yapılabilmesi amacıyla bilgisayara yüklenilmesi gerekli olan bilgiler:

- Yapının geometrisini oluşturacak olan koordinatlar,
- Yapının geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların elastisite modülü ve poisson oranları,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılması planlanan analizin tipidir (246).

3.9.2.7.1. SEA yönteminin avantajları

- Bu yöntem sayesinde düzensiz sınırlı şekiller ve eğri kenarlı elemanların analizi yapılabilir. Bununla birlikte, elemanların boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilmektedir. Böylece önemli bölgelerde, daha küçük elemanlar kullanılmasıyla hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilmektedir.
- Çok bağlantılı ya da köşeli bölgeler güvenli bir şekilde incelenebilmektedir.
- İncelenecek olan yapıya bire bir uygun modeller hazırlanabilmektedir.
- Diğer analiz yöntemlerine incelenemeyen bölgeler SEA ile kolaylıkla incelenebilmektedir.
- Farklı materyallerin aynı model üzerinde analiz edilmesiyle karşılaştırılabilmesi mümkündür.
- Kuvvet uygulanması neticesinde meydana gelen stresin tipine ve dağılımına kolayca erişilebilmektedir.
- Aynı anda birçok materyal kullanılarak, birbirleri ile etkileşimleri incelenebilmektedir (240, 247).

3.9.2.7.2. SEA yönteminin dezavantajları

- Modeli oluşturan yapıların homojen, izotropik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, çoğunlukla yapıyı tam olarak temsil etmez ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler

altındadır. Bu yöntem ile yapıların dinamik analizleri de yapılabilmektedir ancak, işlemler hem daha uzun süre ve daha karmaşık bir hal alabilmektedir.

- Yöntemin geçerliliği ve yapılan çalışmanın doğruluğu amacıyla malzemenin özellikleri, geometrisi ve modellenen sistemin doğru yüklenmesi gibi faktörlerin tamamı araştıracının sorumluluğundadır ve buna bağlı olarak çok hassas bilgi aktarımı gerektirmektedir (240, 246).

3.9.2.7.3. SEA temel kavramları

Düğüm (Node): SEA yönteminde oluşturulan modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünmektedir. Bu elemanların belirli noktalardan birbirleriyle bağlanması sonucunda oluşan bağlanma noktalarına düğüm (node) denilmektedir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme direkt düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ve dolayısıyla elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir (246).

Eleman (Element): SEA yönteminde sistemin tanımlandığı alan, eleman (element) olarak tanımlanan basit geometrik şekillere bölünmektedir. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden belirtilmektedir. Elemanların birleştirilmesiyle lineer ya da lineer olmayan matematiksel denklem seti, sınır koşullarını da içerecek şekilde oluşturulmakta ve sistemin yaklaşık davranışı bu denklemlerin çözümü sonucu elde edilmektedir. Düğüm noktaları için tanımlanmış şartların, matematiksel lineer denklemlere çevrilmesi sonrası denklemler çözülerek tüm elemanların gerçek gerilmeleri hesaplanır. Modelin bölündüğü eleman sayısı artarsa daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilmektedir (246).

Mesh (Ağ) Oluşturulması: Mesh (ağ) oluşturma, elemanların ve düğüm noktalarının koordinatlarını oluşturma işlemine verilen isimdir. Program kullanıcının girdiği minimum veriye karşılık olarak uygun sürede ve değerde otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralayarak numaralanmasını sağlamaktadır. Ayrıca, üstünde mesh oluşturulacak alanda, hangi alanların eleman yoğunluğunun fazla, hangi alanların eleman yoğunluğunun daha az olacağını kullanıcının belirlemesi gerekebilmektedir. Çoğunlukla önemli olduğu, kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen ya da tahmin edilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturulmasında modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür ve

yapının nereden sabitlendiğini ve hangi yönden kuvvet uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenmektedir (246, 248).

Sınır Koşulları (Boundary Conditions): Sınır şartları, streslerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsamaktadır. Yani yapının nereden sabitlendiğini ve kuvvetin yapının hangi bölgesinden uygulandığını göstermektedir. Sınır şartları analizi yapılacak cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa ona göre belirlenmektedir (246).

Katı Modelleme (Solid Modelling): Cismin geometrisinin tanımlandığı üst düzey modelleme tekniğidir. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü halinde bilgisayar ortamında modellenebilmesidir. Böylelikle ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir ya da kesitlerinin alınmasıyla iç geometrik formu incelenebilir. Bununla birlikte, cismin geçirgenliği, rengi ve ışık yoğunluğu belirlenebilir ayrıca gölgelendirme yapılabilir (246).

Model geometrisinin oluşturulmasında sıklıkla kullanılan yöntemler (196):

- Modellerin üç boyutlu çizim programlarıyla bilgisayarda çizilmesi,
- Modeli oluşturulacak örneğin lazer tarayıcılar ile taranmasıyla elde edilen verilerin bilgisayara aktarılması,
- BT ya da Mikro-BT görüntülerinin özel veri işleme yöntemleriyle işlenerek modelleme programlarına aktarılmasıdır.

3.9.2.7.4. SEA yöntemi yapım aşamaları

İncelenecek olan cisim ve uygulanacak kuvvetin özelliklerinin belirlenmesi yapılacak işlemlerin ilk adımıdır. Uygulanan kuvvet karşısında çözümlenecek ve davranışı incelenecek olan yapının, geometrik tanımlara uygun bir şekilde bilgisayarda modellenmesi yapılır. Modelleme işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi açısından oldukça önem arz etmektedir. Bu aşamada iki önemli madde bulunmaktadır. Birincisi sınır koşulları, ikincisi düğüm sayısıdır. Bu iki madde incelenecek yapının küçük alt birimlere ayrılmasıyla direkt ilişkilidir. İncelenecek yapı ne kadar küçük birimlere bölünebilirse analiz de o kadar gerçeğe yaklaşmaktadır. Sonlu elemanlar modeli gerçek bir cismin matematiksel modeli olduğu için doğal davranışın tüm

ayrıntılarının aktarılması mümkün olmayabilir. Fakat model bilgisayar ortamında olduğundan değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği şekilde değiştirilebilir. Bu sebeple iyi yapılmış bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok önemlidir (196, 249).

SEA'nın yapılabilmesi amacıyla yeterli ve gerekli veri yüklenmesi yapılmalıdır. Bu veriler; her farklı yapının poisson oranı, elastisite modülü, düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısıdır. Bu değerler, meydana getirilen tüm yapıların her biri için özgün olmalı ve kuvvet ile ilgili bilgiler de gerçeği yansıtmalıdır. Gerekli minimum materyal özellikleri young modülü ve poisson oranı ve iken inceleme konusuna göre sürtünme katsayısı, genleşme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilmektedir. Meydana getirilen modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesi ile sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır (196, 249).

Son aşamaysa analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. Bilgisayar programları aracılığıyla her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine ulaşılmaktadır. İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek, köşe noktalarından birbirleri ile bağ oluşturan bir eleman ağı (mesh generation) meydana getirilir. Model ağını meydana getiren elemanlar kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini, bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkiler. Her bir elemanın üzerindeki noktalarda oluşan iç gerilme ve şekil değişimlerinin çözümlemesi sonrası yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Bu noktada önemli olan düğüm noktalarında ulaşılan değerlerdir. Ne kadar çok düğüm noktası bulunursa, o oranda gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Analiz neticesinde ulaşılan stress değerleri matematiksel hesaplamalar ile elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu sebeple bu değerlerin istatistiksel analizleri yapılamamaktadır. Sonuçların özenli ve dikkatli bir şekilde incelenmesiyle yorumlanmaktadır. SEA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ancak stresin hangi bölgede ve ne şiddette oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir (196, 249).

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada TDY sonrasında horizontal ve oblik kırık tipine sahip olan maksiller kesici dişin FGKR ile restorasyonu sonrasında fonksiyonel kuvvetler altında dişin hangi bölgesinde ve ne kadar stres oluşacağının mikro-tomografi verilerine dayalı SEA yöntemiyle değerlendirmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı ve Tinus Mühendislik iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. Çalışmadaki tedavi yöntemleri ve uygulama teknikleri, güncel literatür bilgileri esas alınarak planlanmıştır.

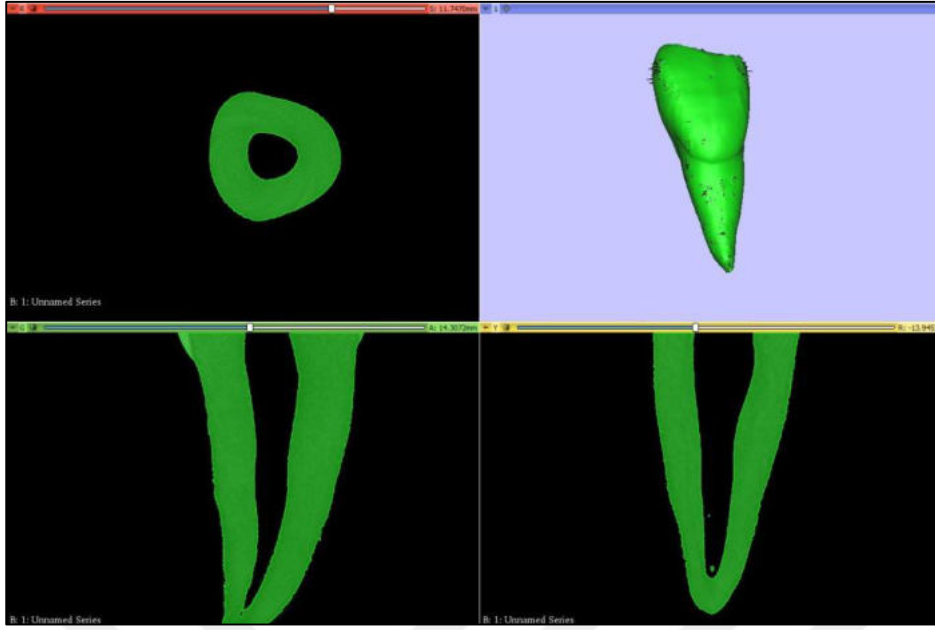
Çalışmada Tinus Mühendislik arşivinde bulunan 13 yaşındaki erkek çocuğun tek kök ve tek kanallı, kök gelişimi tamamlanmış, restorasyonsuz ve çürüksüz, avülse olmuş maksiller kesici diş verileri kullanılmıştır.

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

4.1. Tomografi Verisinden .stl Modelin Oluşturulması

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır (Şekil 19).

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 19. Tomografi verilerinden SEA için maksiller kesici diş modeli oluşturulması

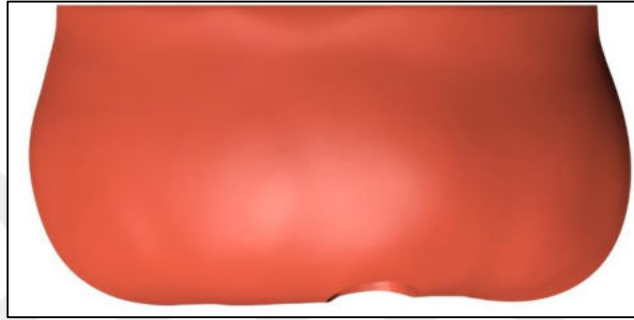
4.2. Mukoza, Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksiller kemik modeli ve maksiller kesici dişin oluşturulması için erişkin olmayan bir hastanın maksiler kesici dişinin tomografisi mikro CT ile çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada kortikal kemik modeline (Şekil 20) dışa doğru 2 mm offset verilerek mukoza (Şekil 21), içe doğru 1.5 mm offset verilerek trabeküler kemik (Şekil 22) elde edilmiştir.



Şekil 20. Maksiller kortikal kemiğin modellenmesi



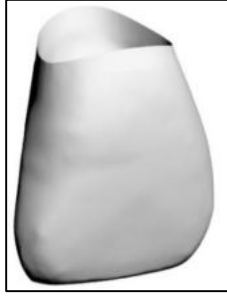
Şekil 21. Maksiller mukoza modellenmesi



Şekil 22. Maksiller trabeküler kemiğin modellenmesi

4.3. Mine, Dentin, Periodontal Ligament (PDL), Pulpa, Kök Kanalı ve Materyallerin Modellenmesi

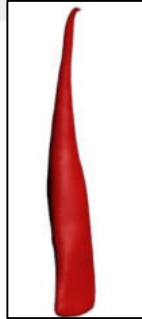
Çürüksüz ve restorasyonsuz bir adet kök gelişimi tamamlanmış maksiller kesici diş mikro CT cihazında tarandıktan sonra elde edilen dicom formatındaki Tinus Mühendislik arşivinde bulunan veriler, bilgisayara aktarılarak 3 boyutlu CAD modele dönüştürülmüştür. Kök gelişimi tamamlanmış maksiller kesici diş ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir (Şekil 23,24,25,26).



Şekil 23. Maksiller kesici dişin mine tabakasının modellenmesi



Şekil 24. Maksiller kesici dişin dentin tabakasının modellenmesi



Şekil 25. Maksiller kesici dişin pulpasının modellenmesi



Şekil 26. Maksiller kesici dişin periodontal ligamentinin modellenmesi

4.4. Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Tanıtılması

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen materyallerin doğrusal (lineer) özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin materyal özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 2). Tedavi prosedürlerinde kullanılan materyaller ve özellikleri Tablo 3’de belirtilmiştir.

Tablo 2. Kullanılan materyallerin elastik modülü ve poisson oranları (37, 214, 250-257)

Materyal	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı	Renkler
Mukoza (251)	3	0,45	
Kortikal kemik (214)	13700	0,30	
Trabeküler kemik (214)	1370	0,30	
Periodontal ligament (214)	68,9	0,45	
Dentin (214)	18600	0,31	
Mine (250)	84100	0,33	
Pulpa (37)	3	0,45	
Gutta percha (214)	0,69	0,45	
Kompozit rezin (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) (252)	12700	0,35	
Dual cure rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc, Osaka, Japonya) (254)	18600	0,28	
Uzun cam fiber post (Snowlight, Carbotech, USA) (253)	49000	0,28	
Kısa fiber takviyeli kompozit rezin (EverXposterior, GC, Tokyo, Japan) (255)	12300	0,24	
Leno dokuma polietilen fiber (Ribbond, Ribbond Inc., Seattle, WA, USA) (256)	23600	0,32	
Örgü yapıda cam fiber (İnterlig, Angelus, Brazil) (257)	X,Y: 7000 Z: 46000	X,Y: 0.29 Z: 0.30	
Food stuff (çelik küre)	200000	0,30	

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

Materyal	Üretici Firma	Özelliği
Filtek Supreme XT	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Nanofil kompozit rezin
EverXposterior	GC, Tokyo, Japan	Kısa fiber takviyeli kompozit rezin
Ribbond	Ribbond Inc., Seattle, WA, USA	Leno dokuma yapıda polietilen fiber
İnterlig	Angelus, Brazil	Örgü yapıda cam fiber
Snowlight	Carbotech, USA	Cam fiber post
Panavia F 2.0	Kuraray Medical Inc, Osaka, Japonya	Dual cure rezin siman

4.5. Horizontal ve Oblik Kırık Hattına Sahip Diş Modellerinin Oluşturulması

Kök gelişimi tamamlanmış daimi maksiller kesici dişte mine sement seviyesinin 4mm üstünden başlayacak şekilde horizontal (Şekil 27) ve oblik (Şekil 28) olmak üzere iki farklı kırık tipi modellenmiştir.



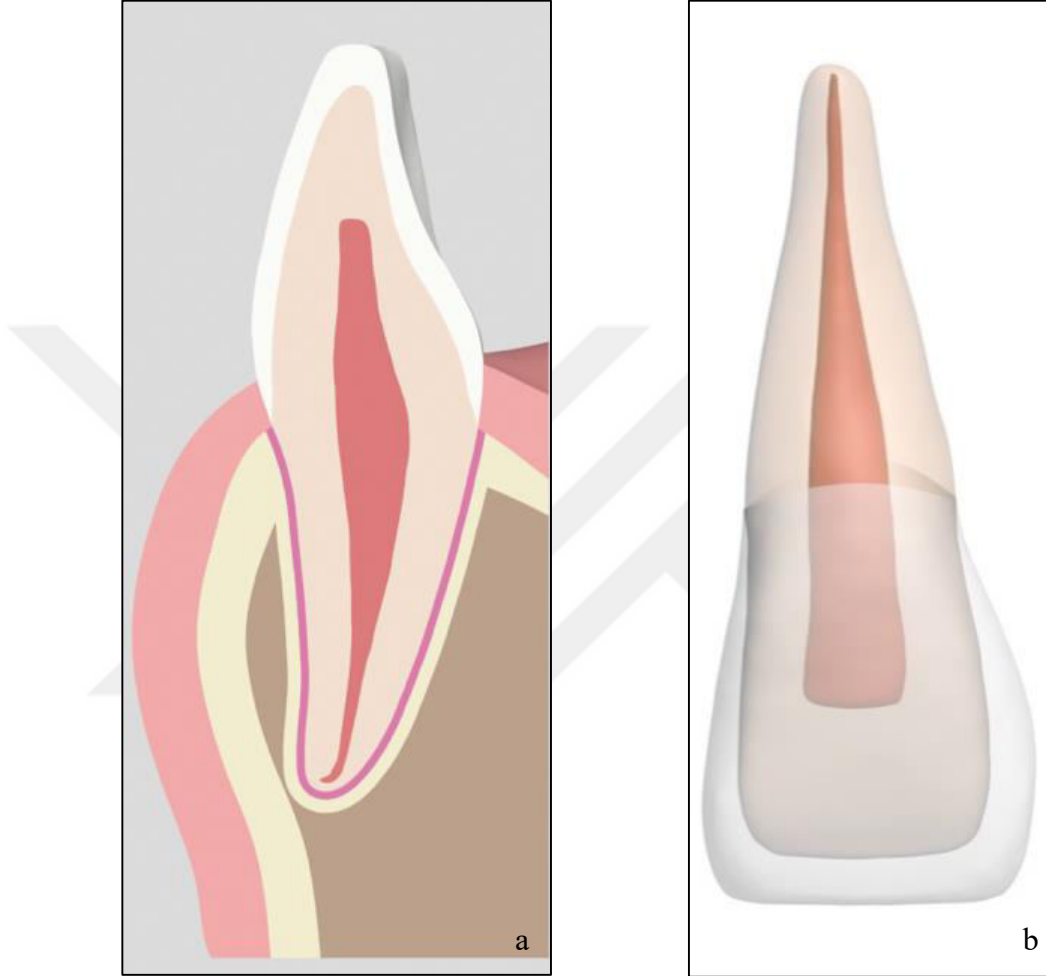
Şekil 27. Horizontal kırık hattına sahip maksiller kesici diş modellenmesi



Şekil 28. Oblik kırık hattına sahip maksiller kesici diş modellenmesi

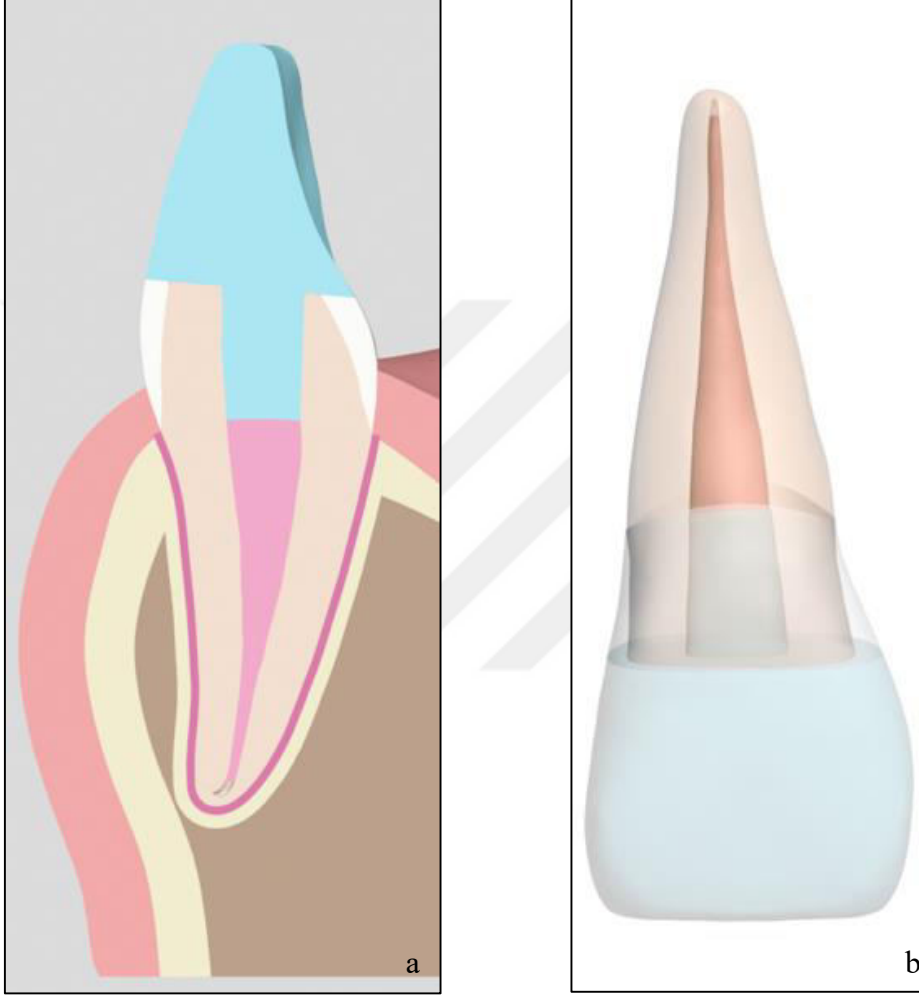
4.6. Tedavi Modellerinin Hazırlanması

- **Model 1:** Kök gelişimi tamamlanmış sağlıklı daimi maksiller kesici diş modellenmiştir (Şekil 29).



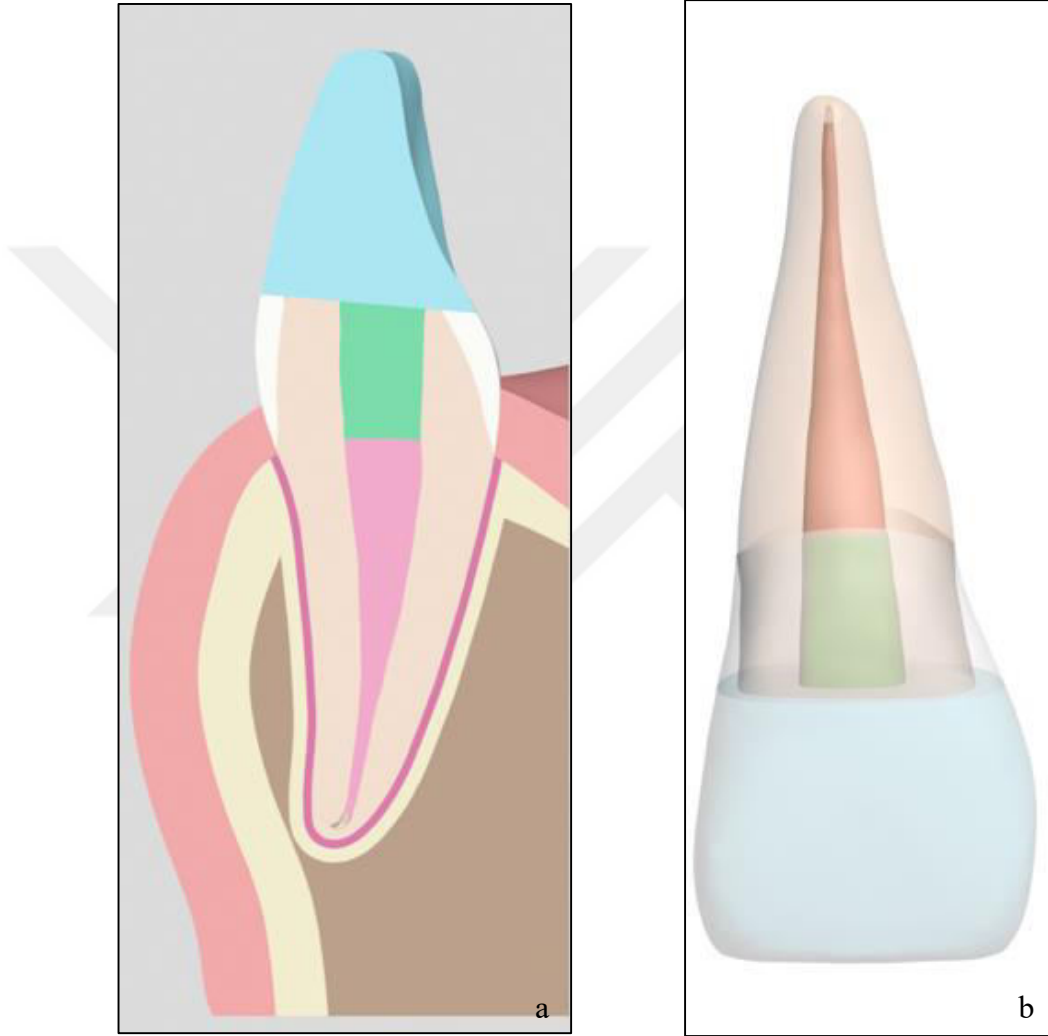
Şekil 29. a. Kök gelişimi tamamlanmış sağlıklı daimi maksiller kesici diş arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Kök gelişimi tamamlanmış sağlıklı daimi maksiller kesici diş bukkal yüz görüntüsü

- **Model 02:** Kök gelişimi tamamlanmış, horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesine kadar apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kron kısmının restorasyonu kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 30).



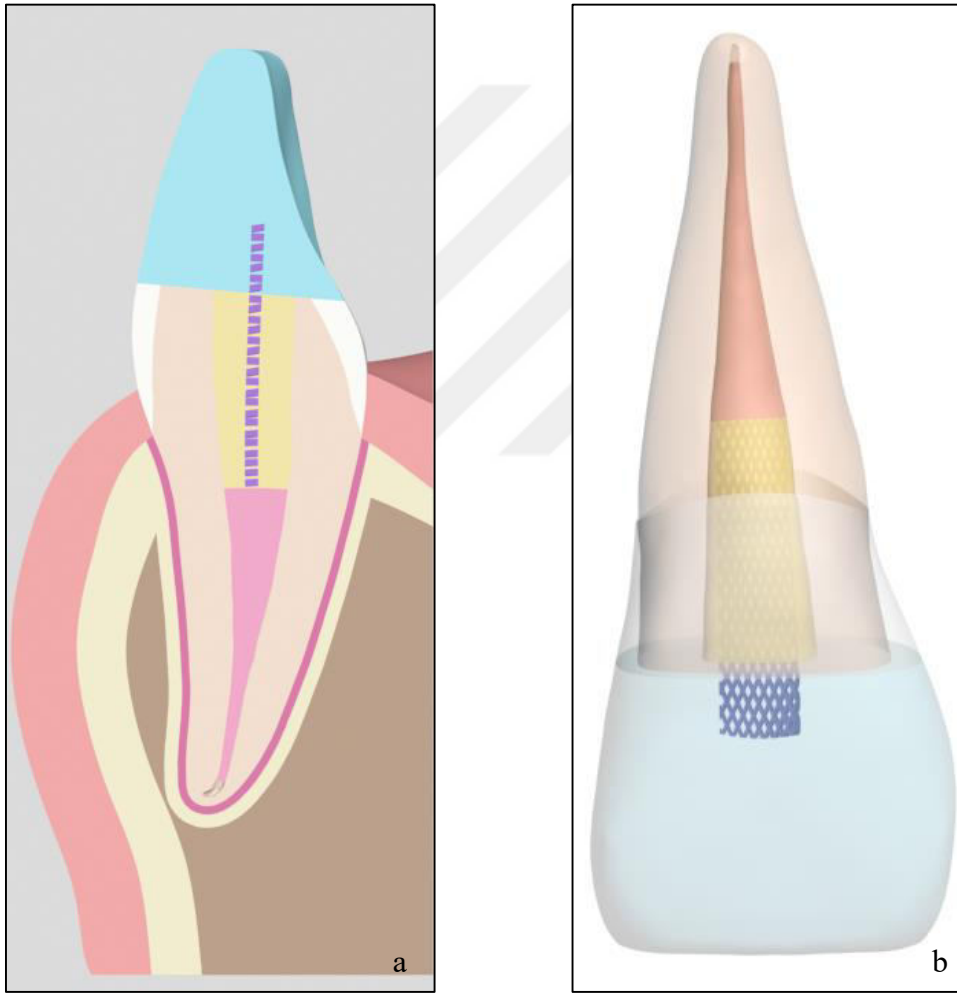
Şekil 30. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 03:** Kök gelişimi tamamlanmış, horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesine kadar apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kanal giriş kavitesi 4mm kalınlıkta kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 31).



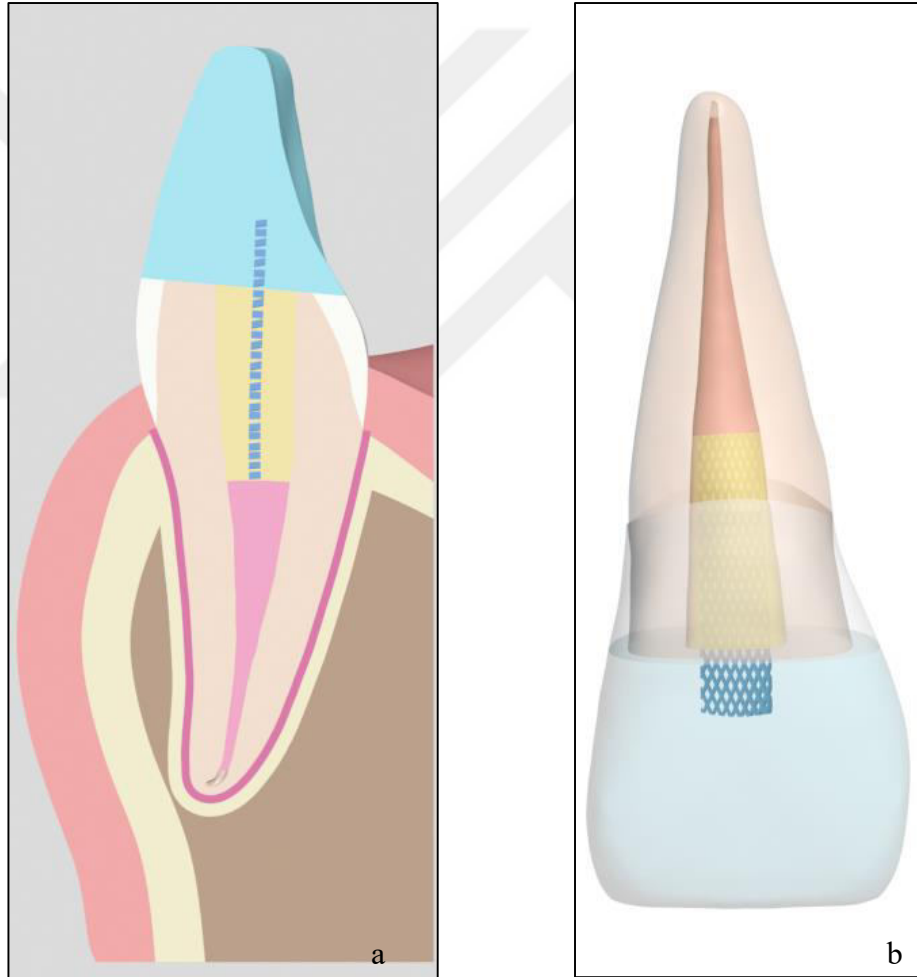
Şekil 31. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 04:** Kök gelişimi tamamlanmış, horizontal kırık hattına sahip maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesinin 2 mm altında ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kalınlığı 0,40 mm ve genişliği 2 mm olan örgü yapıda cam fiber, mine sement seviyesinin 2 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 8 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki örgü yapıda cam fiber çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 32).



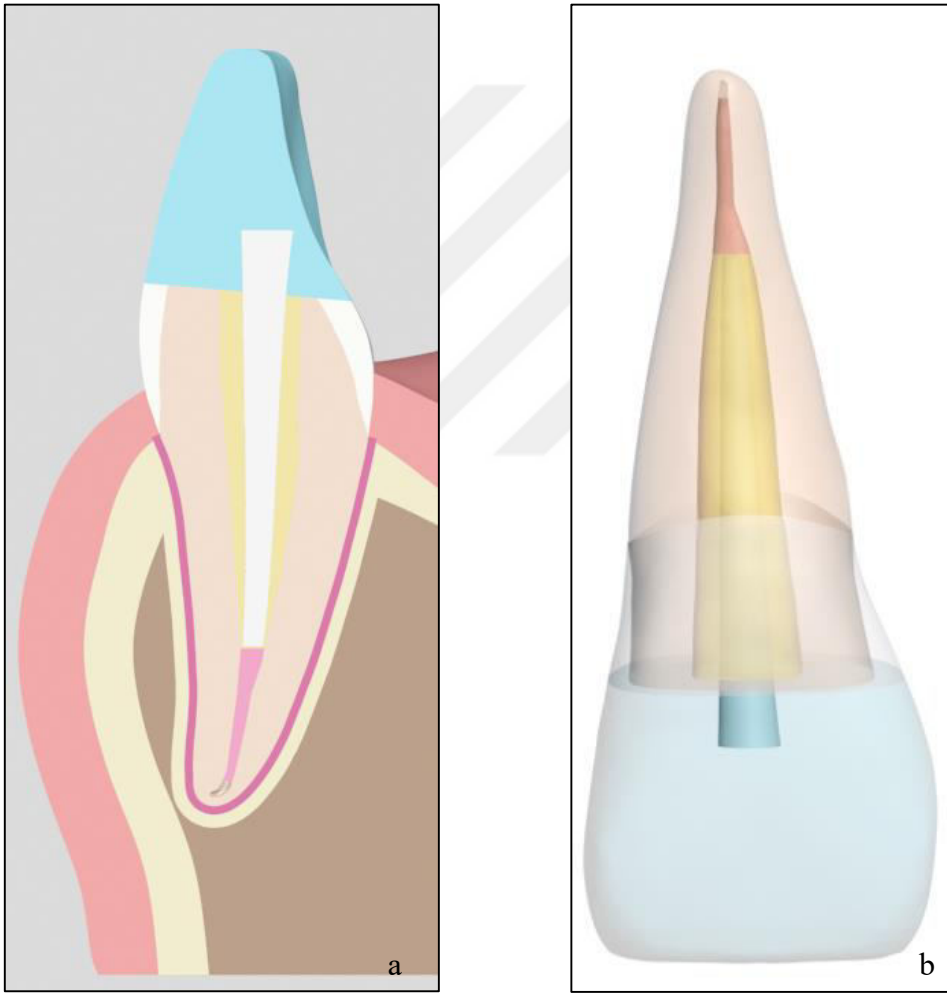
Şekil 32. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 05:** Kök gelişimi tamamlanmış, horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesinin 2 mm altında ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kalınlığı 0,36 mm ve genişliği 2 mm olan leno dokuma polietilen fiber, mine sement seviyesinin 2 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 8 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki leno dokuma polietilen fiberin çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 33).



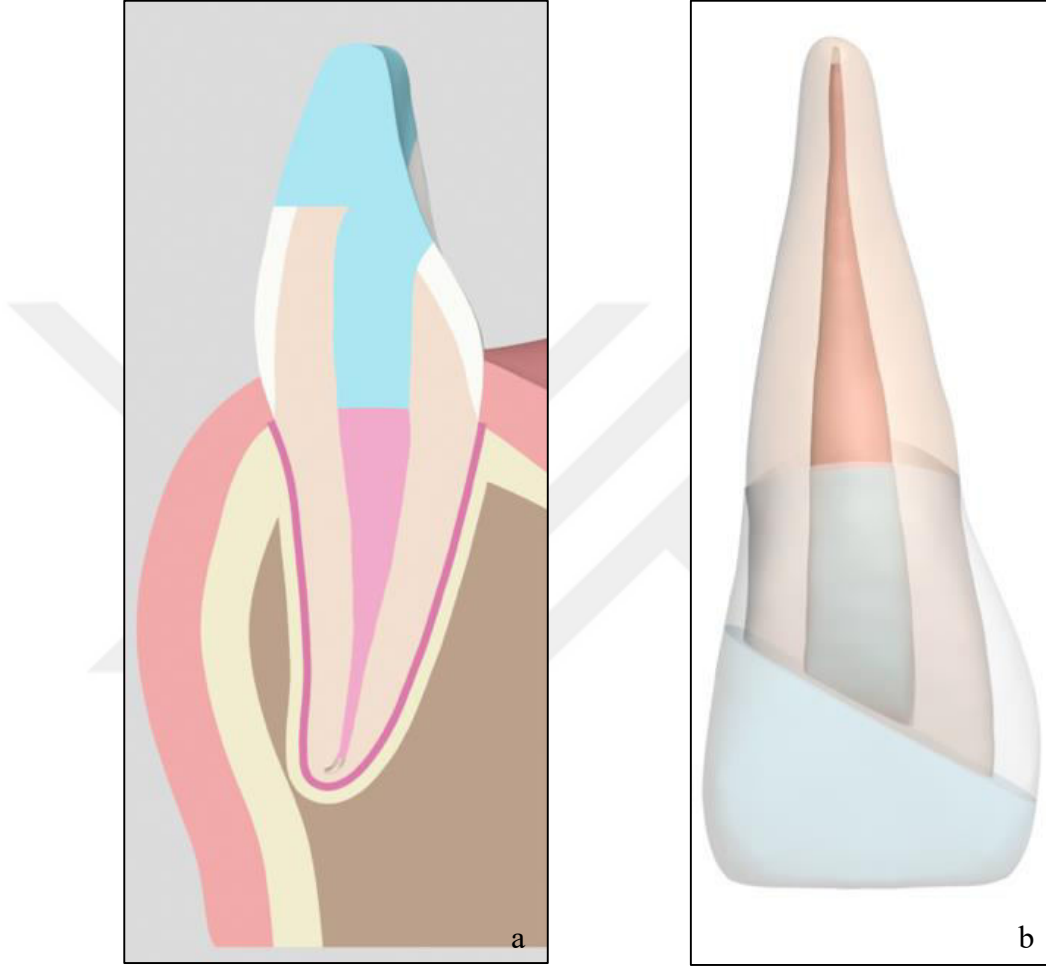
Şekil 33. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 06:** Kök gelişimi tamamlanmış, horizontal kırık hattına sahip maksiller kesici dişin kök kanalı apikalde 4 mm kalacak şekilde ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. 1.6 mm çapında konik sonlanan uzun cam fiber post, mine sement seviyesinin 6.75 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 12.75 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki uzun cam fiber post çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 34).



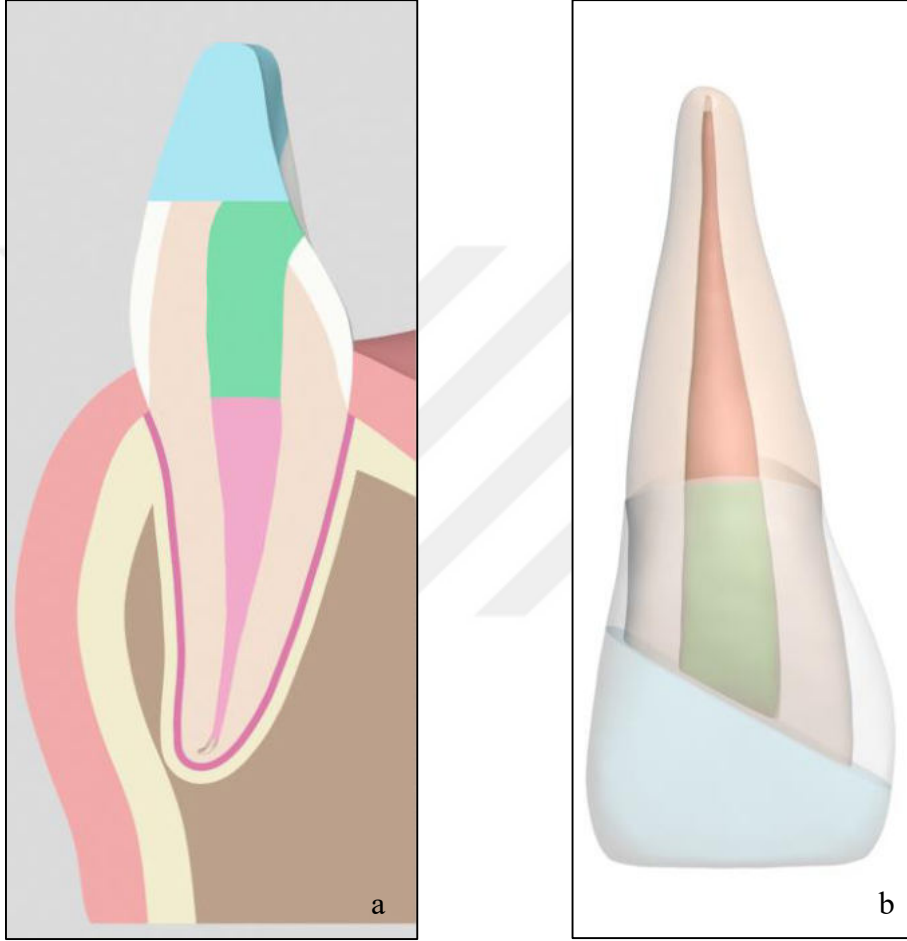
Şekil 34. a. Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Horizontal kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 07:** Kök gelişimi tamamlanmış, oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesine kadar apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kron kısmının restorasyonu kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 35).



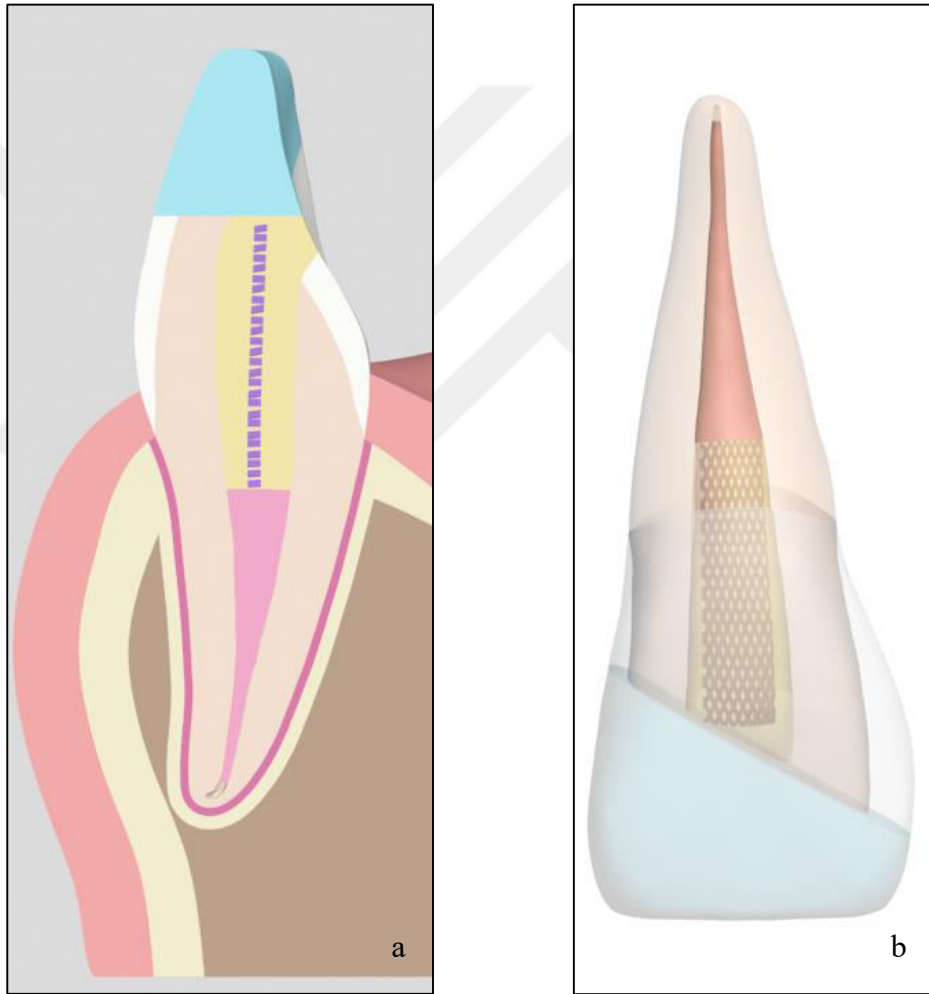
Şekil 35. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin direkt kompozit rezinle restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 08:** Kök gelişimi tamamlanmış, oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesine kadar apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kanal giriş kavitesi 4 mm kalınlıkta kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ile, kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 36).



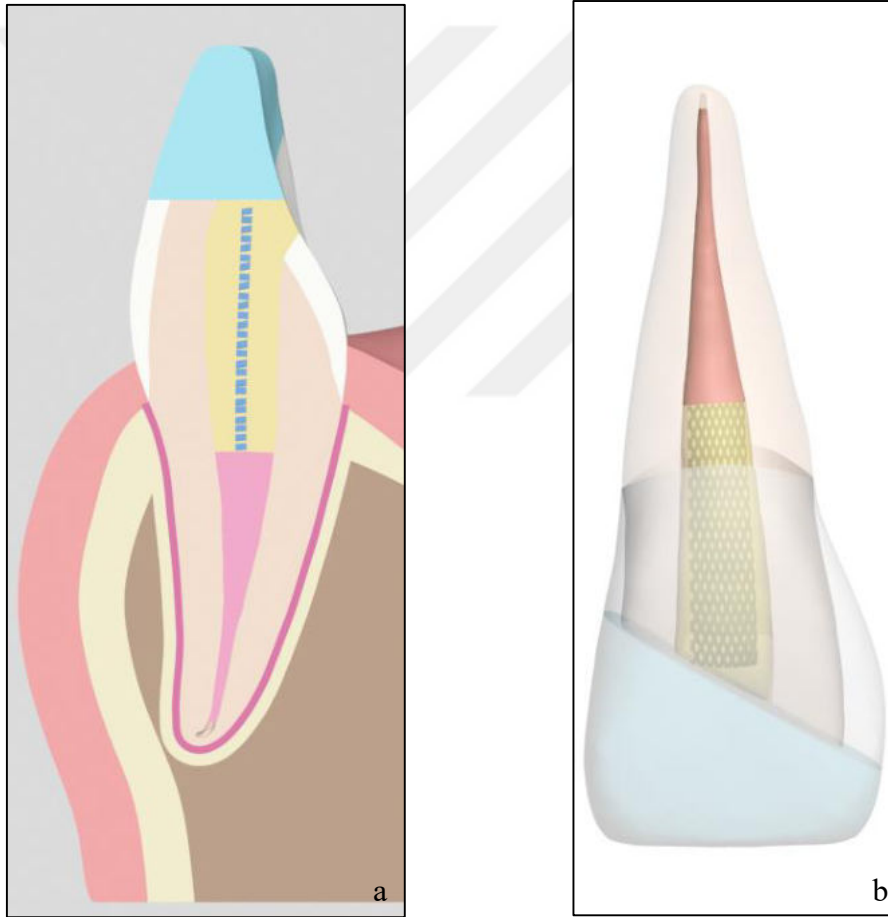
Şekil 36. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 9:** Kök gelişimi tamamlanmış, oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesinin 2 mm altında ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kalınlığı 0,40 mm ve genişliği 2 mm olan örgü yapıda cam fiber, mine sement seviyesinin 2 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 8 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki örgü yapıda cam fiber çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 37).



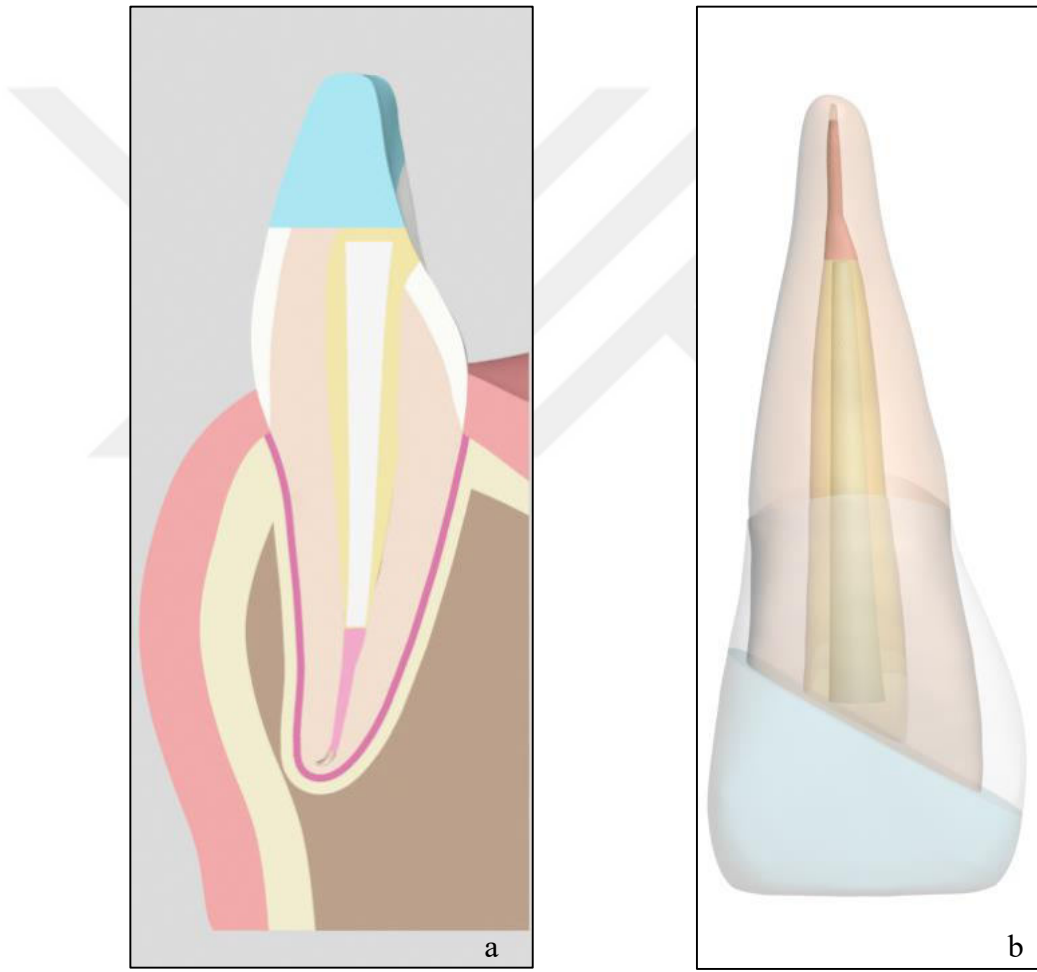
Şekil 37. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin örgü cam fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 10:** Kök gelişimi tamamlanmış, oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı mine sement seviyesinin 2 mm altında ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. Kalınlığı 0,36 mm ve genişliği 2 mm olan leno dokuma polietilen fiber, mine sement seviyesinin 2 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 8 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki leno dokuma polietilen fiberin çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 38).



Şekil 38. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin leno dokuma polietilen fiber ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

- **Model 11:** Kök gelişimi tamamlanmış, oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin kök kanalı apikalde 4mm kalacak şekilde ve apikalden 0.5 mm kısa olacak şekilde gutta percha ile modellenmiştir. 1.6 mm çapında konik sonlanan uzun cam fiber post, mine sement seviyesinin 6.75 mm altından başlayıp mine sement seviyesinin 6 mm üstüne kadar 12.75 mm uzunluğu olacak şekilde modellenmiştir. Mine sement seviyesinin altındaki ve kanal giriş kavitesi etrafındaki uzun cam fiber post çevresi dual cure rezin siman ile kron kısmının restorasyonu ise kompozit rezin ile modellenmiştir (Şekil 39).

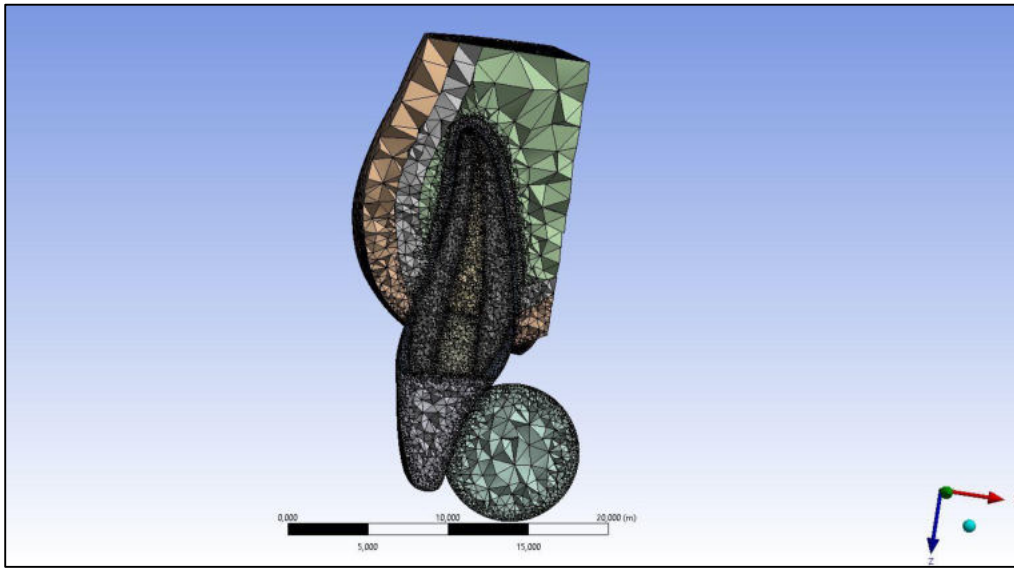


Şekil 39. a. Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun arayüz kesitsel görüntüsü. **b.** Oblik kırık hattına sahip daimi maksiller kesici dişin uzun cam fiber post ve kompozit rezin ile restorasyonunun bukkal yüz görüntüsü

Hazırlanan tüm modeller ANSYS Spaceclaim yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.

4.7. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 40). Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 40. Diş modelinin mesh'lenmiş hali

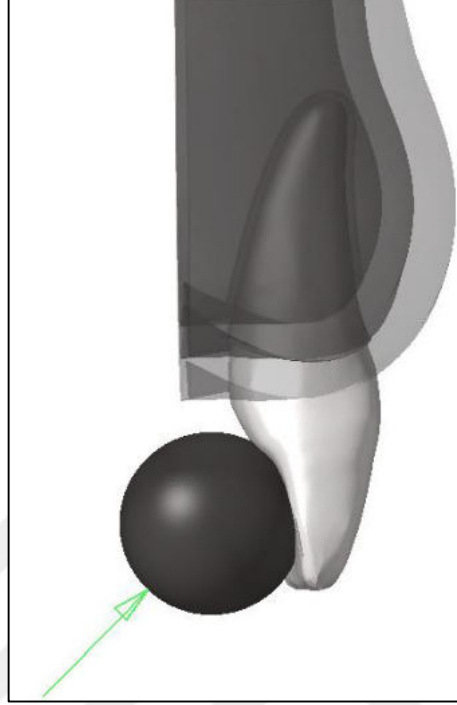
4.8. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde yükleme; çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde palatinalden labiale doğru, foodstuff üzerinden, 45^0 açıyla 100 N büyüklüğünde uygulanmıştır (Şekil 41).

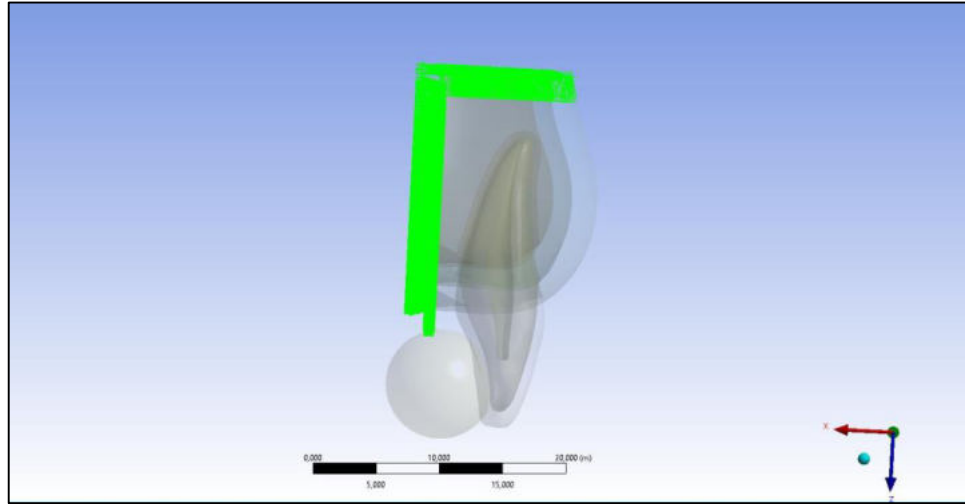
Foodstuff kullanımı ile yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kemiğin posterior ve superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir (Şekil 42).

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 11 analiz modeli için toplam 11 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 41. Çelik küre modeliyle simüle edilen çiğneme kuvveti



Şekil 42. Sınır noktaları

4.9. Kuantitatif Model Bilgileri

Farklı analiz modelleri için eleman ve düğüm sayıları bilgileri aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. Düğüm ve eleman sayıları

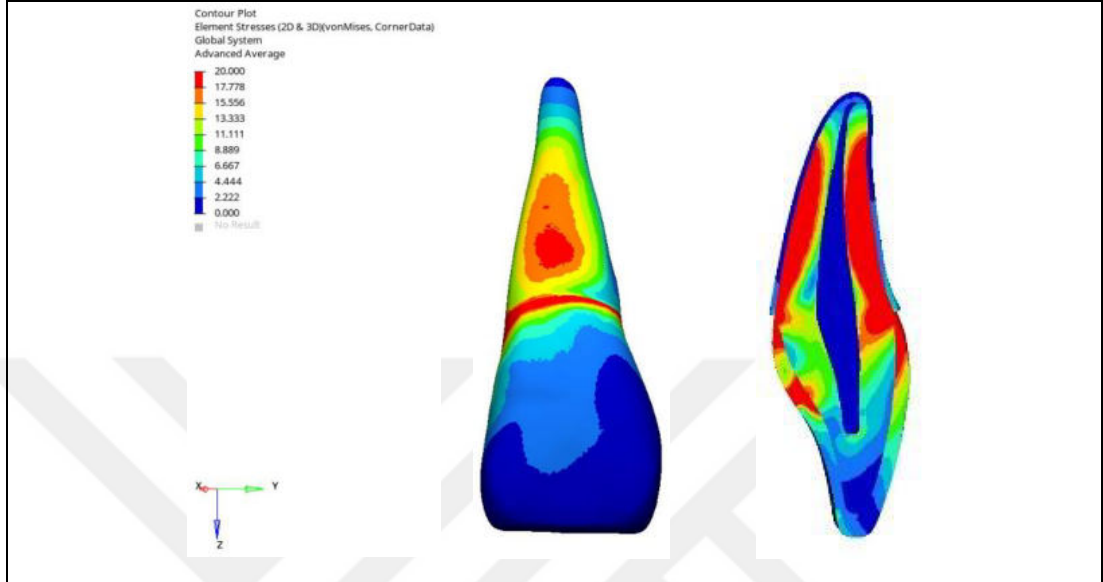
	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
Model 1	313292	1255857
Model 2	329380	1314172
Model 3	329380	1314172
Model 4	334147	1316547
Model 5	334147	1316547
Model 6	317363	1262947
Model 7	314619	1250012
Model 8	314619	1250012
Model 9	334174	1314134
Model 10	334174	1314134
Model 11	318929	1265509

4.10. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Komponentler Arasındaki Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm çalışma modellerinde aralarında temas bulunan bütün parçaların bağlantısı BONDED tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

5. BULGULAR

Model 1 (Sağlıklı diş)



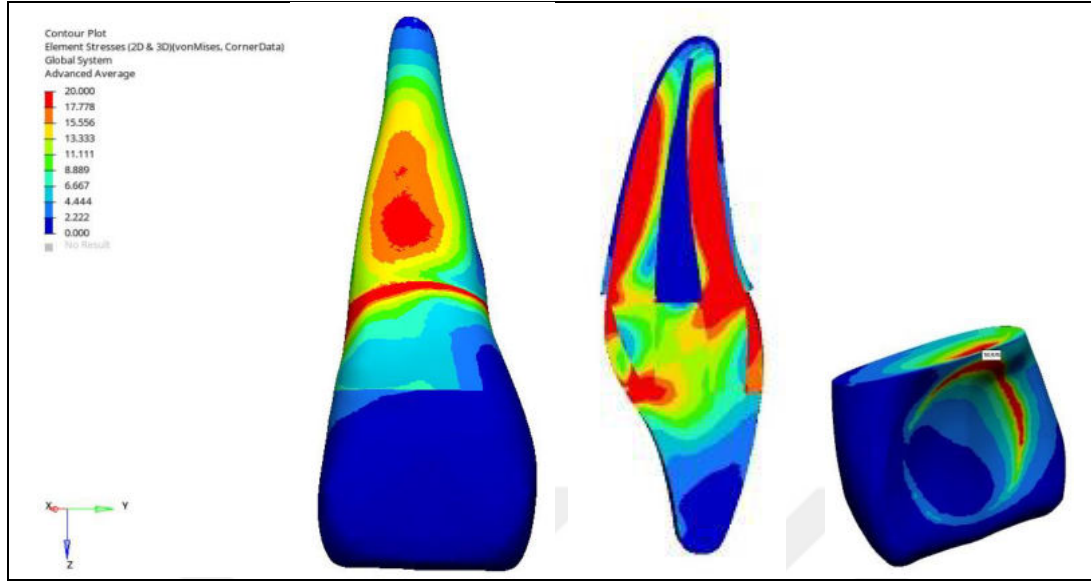
Şekil 43. Model 1'in kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 5. Model 1'e ait von Mises stres değeri

Model	von Mises stres değeri
Servikal	19.754

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 43). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.754 MPa'dır (Tablo 5).

Model 2 (Horizontal kırık / Nanofil kompozit rezin)



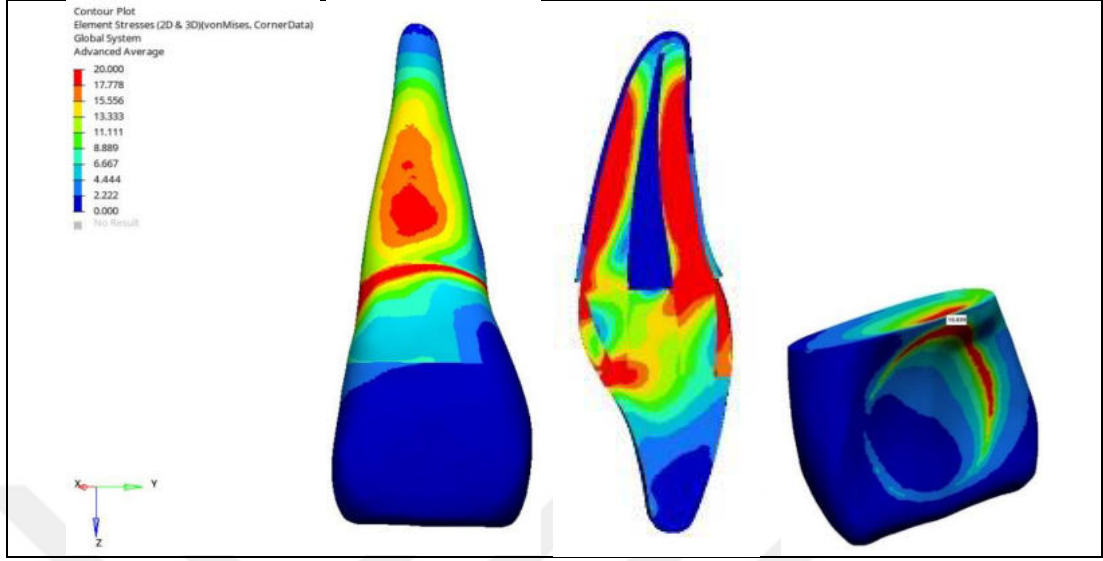
Şekil 44. Model 2' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 6. Model 2'e ait von Mises stres değerleri

Model 2	von Mises stres değerleri
Servikal	19.992
Kompozit rezin	10.970

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 44). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.992 MPa'dır. Restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.970 MPa'dır (Tablo 6).

Model 3 (Horizontal kırık / Kısa fiber takviyeli kompozit rezin)



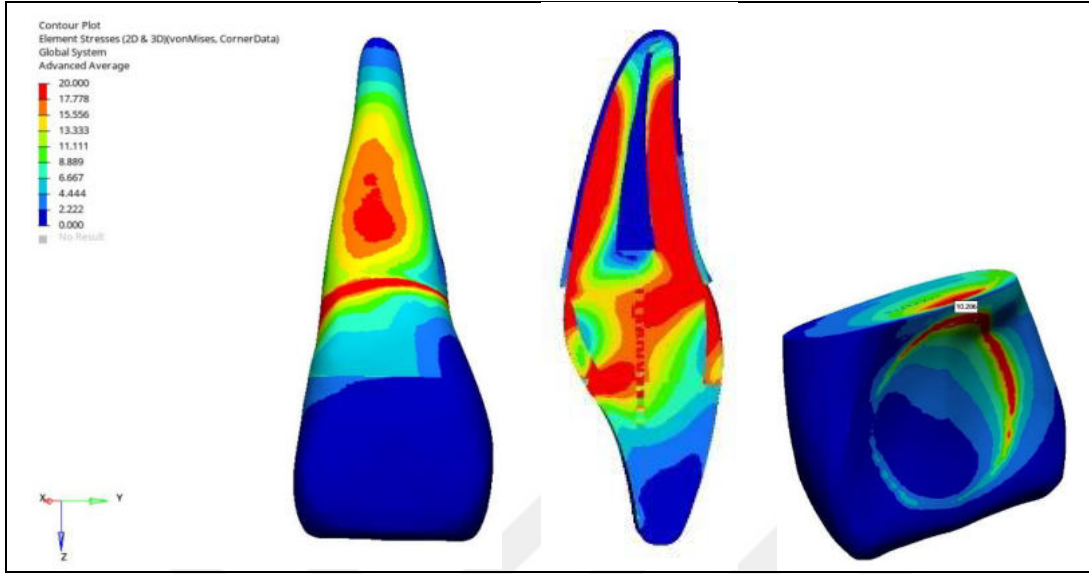
Şekil 45. Model 3' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 7. Model 3'e ait von Mises stres değerleri

Model 3	von Mises stres değerleri
Servikal	19.917
Kompozit rezin	10.839

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 45). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.917 MPa'dır. Kısa fiber takviyeli kompozit rezinin (EverXposterior, GC, Tokyo, Japan) altyapı materyali olarak kullanılması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.839 MPa'dır (Tablo 7).

Model 4 (Horizontal kırık / Örgü cam fiber post)



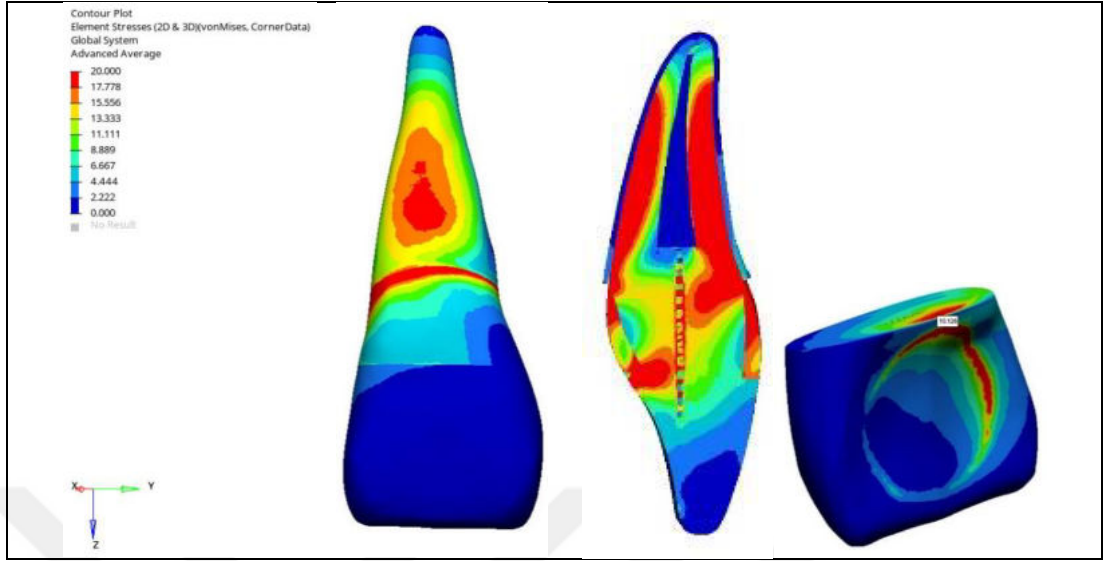
Şekil 46. Model 4' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 8. Model 4'e ait von Mises stres değerleri

Model 4	von Mises stres değerleri
Servikal	19.572
Kompozit rezin	10.206

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 46). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.572 MPa'dır. Örgü yapıda cam fiber post (İnterlig, Angelus, Brazil) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.206 MPa'dır (Tablo 8).

Model 5 (Horizontal kırık / Leno dokuma polietilen fiber post)



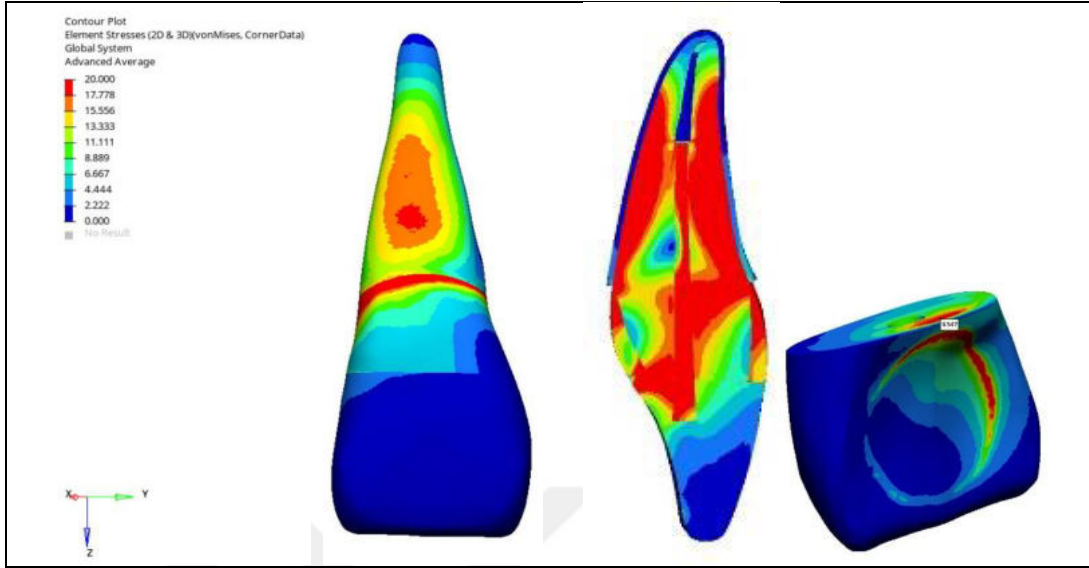
Şekil 47. Model 5' ün kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 9. Model 5'e ait von Mises stres değerleri

Model 5	von Mises stres değerleri
Servikal	19.565
Kompozit rezin	10.126

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 47). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.565 MPa'dır. Leno dokuma yapıda polietilen fiber post (Ribbond, Ribbond Inc., Seattle, WA, USA) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.126 MPa'dır (Tablo 9).

Model 6 (Horizontal kırık / Tek yönlü cam fiber post)



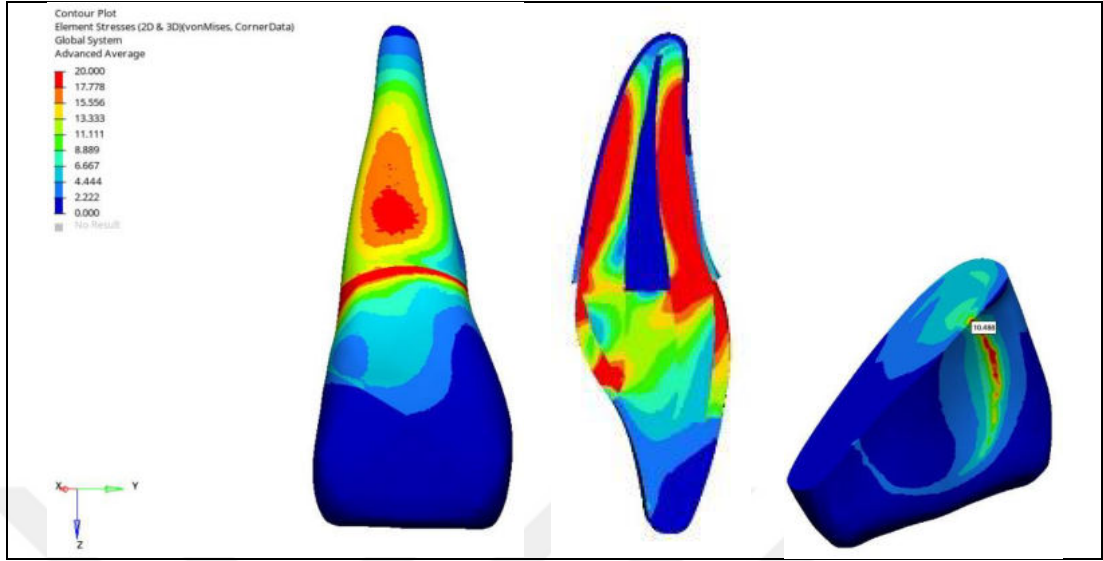
Şekil 48. Model 6' nın kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 10. Model 6'ya ait von Mises stres değerleri

Model 6	von Mises stres değerleri
Servikal	18.779
Kompozit rezin	9.547

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 48). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 18.779 MPa'dır. Tek yönlü cam fiber post (Snowlight, Carbotech, USA) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 9.547 MPa'dır (Tablo 10).

Model 7 (Oblik kırık / Nanofil kompozit rezin)



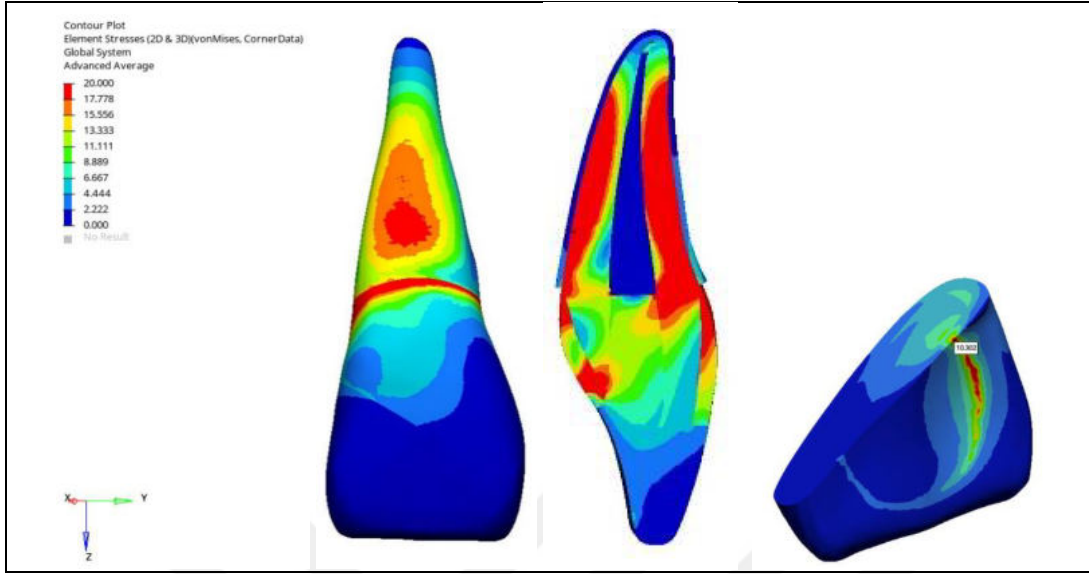
Şekil 49. Model 7' nin kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 11. Model 7'ye ait von Mises stres değerleri

Model 7	von Mises stres değerleri
Servikal	19.773
Kompozit rezin	10.488

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 49). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.773 MPa'dır. Restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.488 MPa'dır (Tablo 11).

Model 8 (Oblik kırık / Kısa fiber takviyeli kompozit rezin)



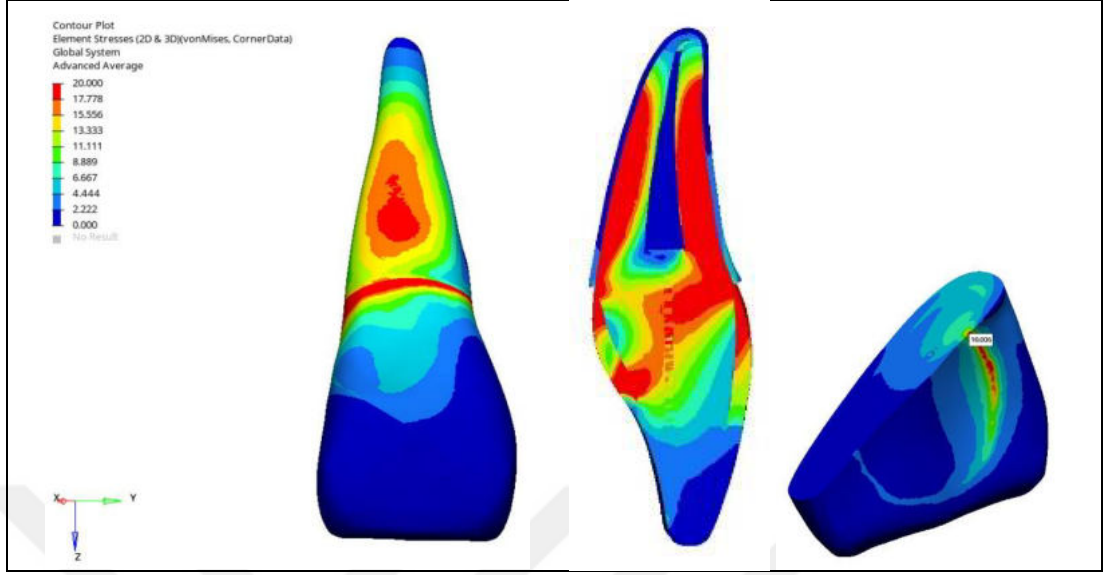
Şekil 50. Model 8' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 12. Model 8'e ait von Mises stres değerleri

Model 8	von Mises stres değerleri
Servikal	19.761
Kompozit rezin	10.302

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 50). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.761 MPa'dır. Kısa fiber takviyeli kompozit rezinin (EverXposterior, GC, Tokyo, Japan) altyapı materyali olarak kullanılması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.302 MPa'dır (Tablo 12).

Model 9 (Oblik kırık / Örgü cam fiber post)



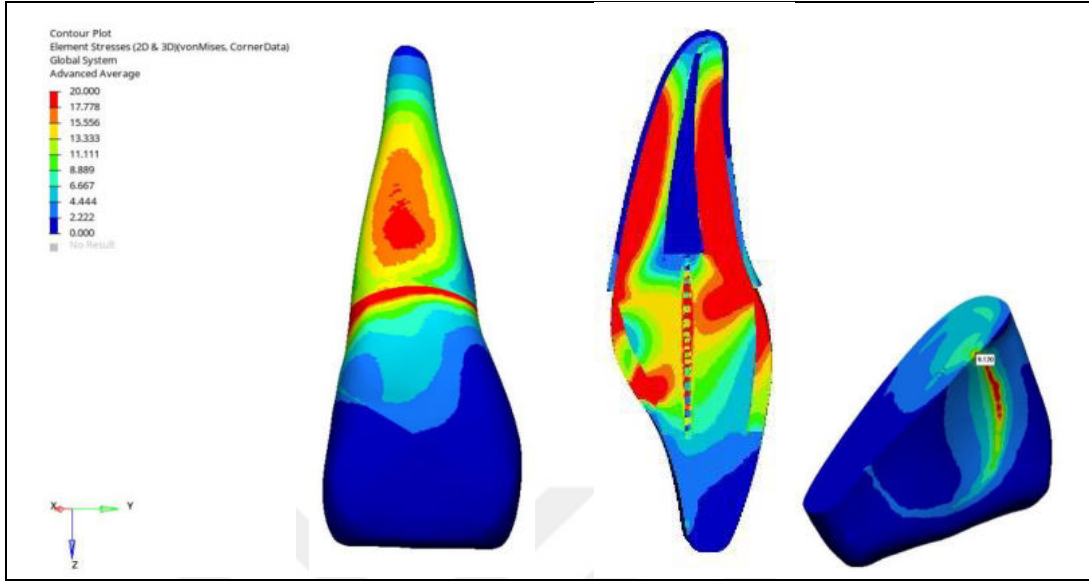
Şekil 51. Model 9' un kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 13. Model 9'a ait von Mises stres değerleri

Model 9	von Mises stres değerleri
Servikal	19.503
Kompozit rezin	10.006

Kök dentininde e en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 51). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.503 MPa'dır. Örgü yapıda cam fiber post (İnterlig, Angelus, Brazil) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT,3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 10.006 MPa'dır (Tablo 13).

Model 10 (Oblik kırık / Leno dokuma polietilen fiber post)



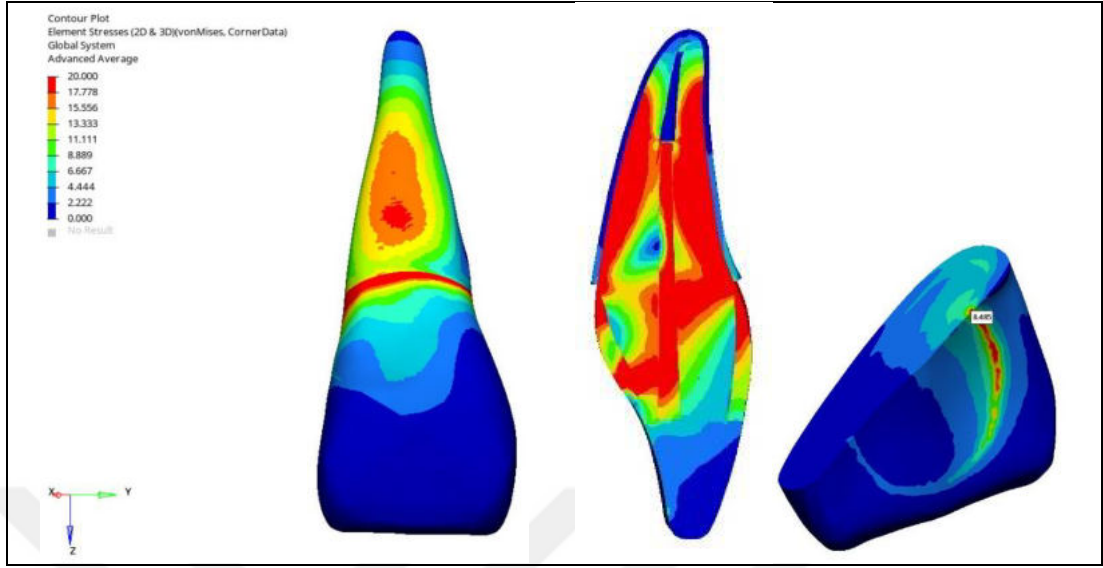
Şekil 52. Model 10' un kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 14. Model 10'a ait von Mises stres değerleri

Model 10	von Mises stres değerleri
Servikal	19.439
Kompozit rezin	9.120

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 52). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 19.439 MPa'dır. Leno dokuma yapıda polietilen fiber post (Ribbond, Ribbond Inc., Seattle, WA, USA) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 9.120 MPa'dır (Tablo 14).

Model 11 (Oblik kırık / Tek yönlü cam fiber post)



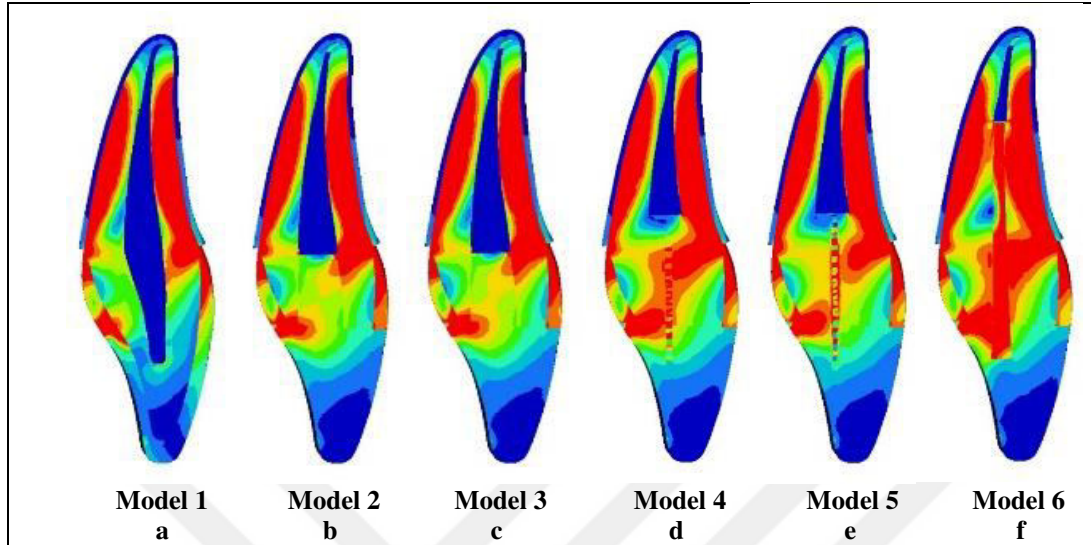
Şekil 53. Model 11' in kuvvet altında oluşan stres dağılımı

Tablo 15. Model 11'e ait von Mises stres değerleri

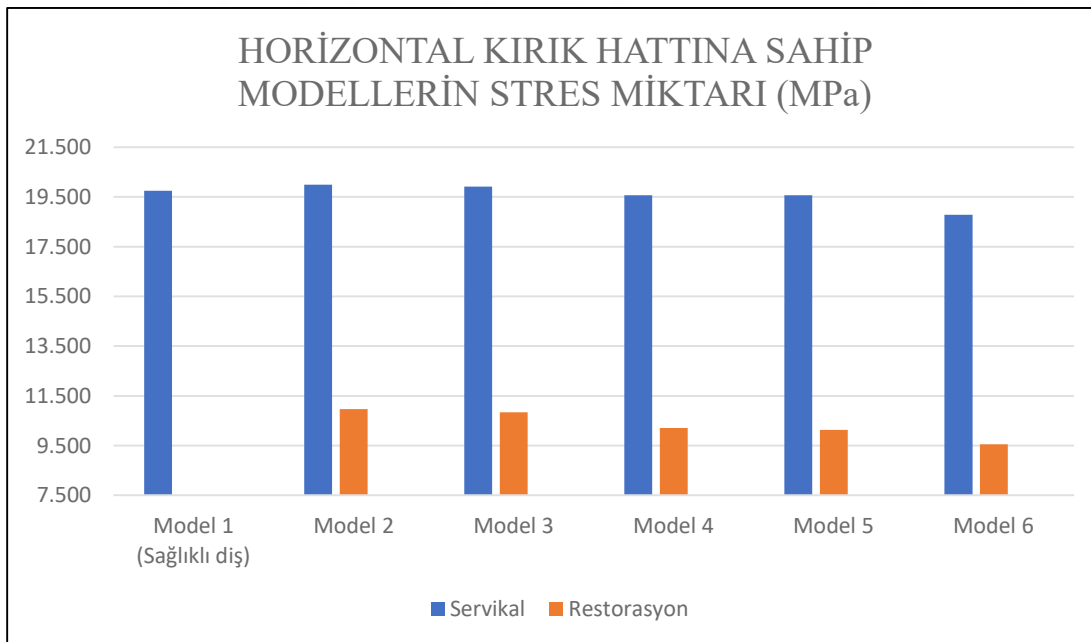
Model 11	von Mises stres değerleri
Servikal	18.441
Kompozit rezin	8.485

Kök dentininde en yüksek stres oluşan bölge servikal bölgenin bukkal yüzeyidir (Şekil 53). Servikal bölgede kök dentininde meydana gelen von Mises stres değeri 18.441 MPa'dır. Tek yönlü cam fiber post (Snowlight, Carbotech, USA) uygulaması sonrası restorasyon amacıyla uygulanan kompozit rezinde (Filtek Supreme XT,3M ESPE, St Paul, MN, USA) oluşan maksimum von Mises stres değeri ise 8.485 MPa'dır (Tablo 15).

Sağlıklı diş modeli ve horizontal kırık hattına sahip diş modellerinin kıyaslanması



Şekil 54. a. Model 1'e ait stres dağılımı (Sağlıklı diş modeli). **b.** Model 2'ye ait stres dağılımı (Horizontal kırık / Nanofil kompozit rezin). **c.** Model 3'e ait stres dağılımı (Horizontal kırık / Kısa fiber takviyeli kompozit rezin). **d.** Model 4'e ait stres dağılımı (Horizontal kırık / Örgü cam fiber post). **e.** Model 5'e ait stres dağılımı (Horizontal kırık / Leno dokuma polietilen fiber post). **f.** Model 6'ya ait stres dağılımı (Horizontal kırık / Tek yönlü cam fiber post)



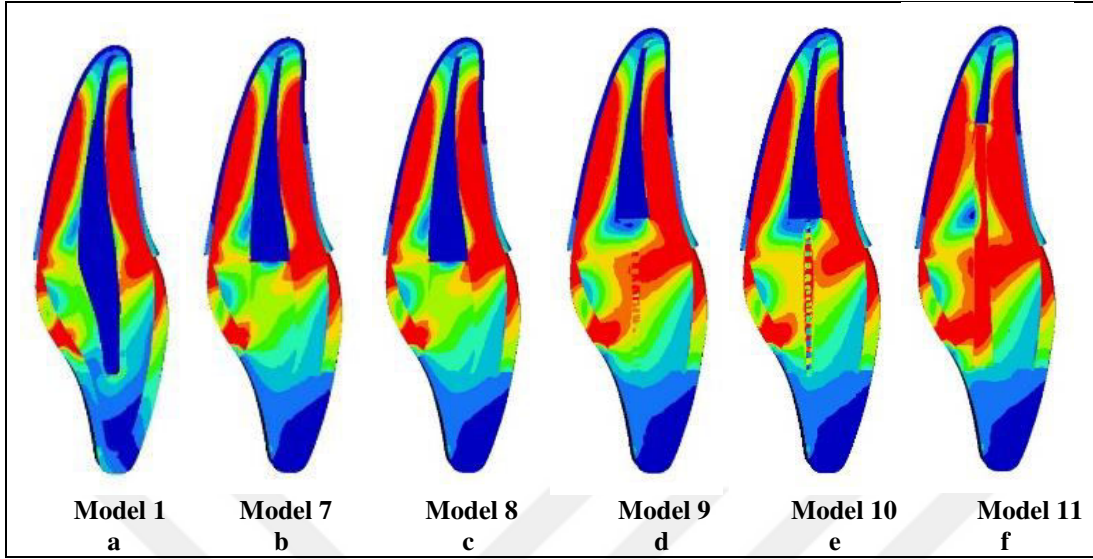
Şekil 55. Horizontal kırık hattına sahip modellerin stres miktarları

Horizontal kırık modelleri incelendiğinde en yüksek stres alanının kök dentinin servikal bölgesinin bukkal yüzeyi olduğu görülmüştür (Şekil 54). En yüksek stres

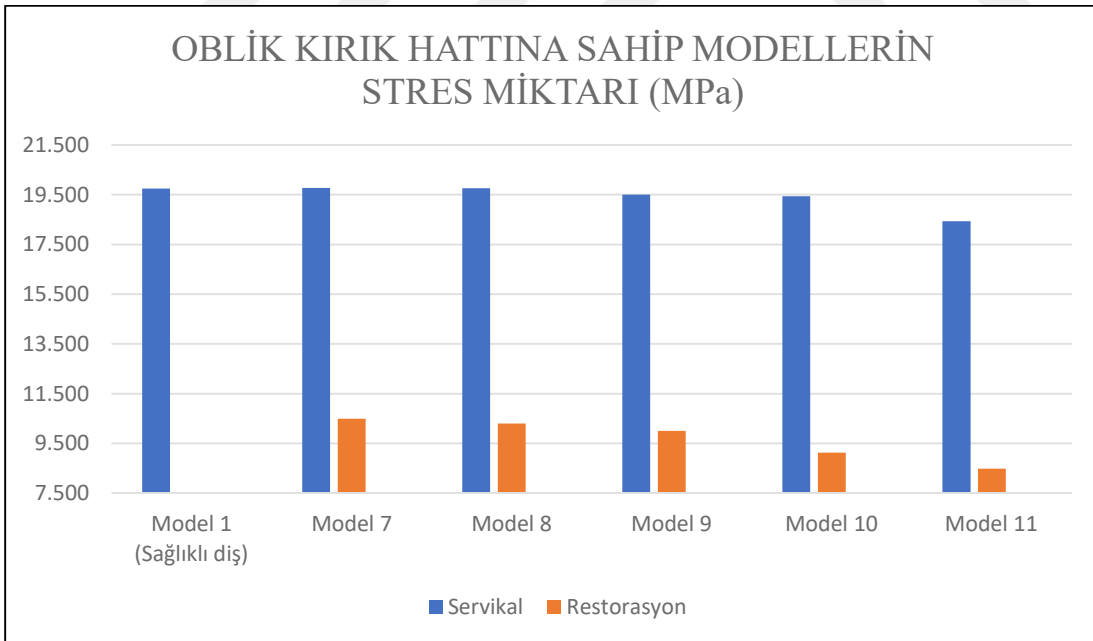
değerlerini kompozit rezin ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller gösterirken, fiber post kullanılarak restore edilen dişler daha az stres değerleri göstermiştir (Şekil 55). Kompozit rezinle restore edilen modeller kendi içinde kıyaslandığında kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde daha az stresin meydana geldiği ve meydana gelen stresin sağlıklı diş modelinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Farklı fiber post kullanılarak restore edilen modellerde ise en az stres değerini tek yönlü cam fiber post gösterirken onu sırasıyla leno dokuma yapıda polietilen fiber post ve örgü yapıda cam fiber post modeli takip etmiştir. Sağlıklı dişle kıyaslandığında fiber post kullanılan modellerde servikal bölgede daha az stres meydana geldiği gözlenmiştir.

Kırık hattının restorasyonu için kullanılan kompozit rezin materyalinde oluşan stresler incelendiğinde benzer sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 54, 55) En yüksek stres değerlerini kompozit rezin ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller gösterirken, fiber post kullanılarak restore edilen dişler daha az stres değerleri göstermiştir. Kompozit rezinle restore edilen modeller kendi içinde kıyaslandığında kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde kırık hattının restorasyonu için kullanılan kompozit rezin materyalinde daha az stresin meydana geldiği gözlenmiştir. Farklı fiber post kullanılarak restore edilen modellerde ise en az stres değerini tek yönlü cam fiber post gösterirken onu sırasıyla leno dokuma yapıda polietilen fiber post ve örgü yapıda cam fiber post modeli takip etmiştir.

Sağlıklı diş modeli ve oblik kırık hattına sahip diş modellerinin kıyaslanması



Şekil 56. a. Model 1'e ait stres dağılımı (Sağlıklı diş modeli). b. Model 7'ye ait stres dağılımı (Oblik kırık / Nanofil kompozit rezin). c. Model 8'e ait stres dağılımı (Oblik kırık / Kısa fiber takviyeli kompozit rezin). d. Model 9'a ait stres dağılımı (Oblik kırık / Örgü cam fiber post). e. Model 10'a ait stres dağılımı (Oblik kırık / Leno dokuma polietilen fiber post). f. Model 11'e ait stres dağılımı (Oblik kırık / Tek yönlü cam fiber post)



Şekil 57. Oblik kırık hattına sahip modellerin stres miktarları

Oblik kırık modelleri incelendiğinde en yüksek stres alanının kök dentinin servikal bölgesinin bukkal yüzeyi olduğu görülmüştür (Şekil 56). En yüksek stres

değerlerini kompozit rezin ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller gösterirken, fiber post kullanılarak restore edilen dişler daha az stres değerleri göstermiştir (Şekil 57). Kompozit rezinle restore edilen modeller kendi içinde kıyaslandığında kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde daha az stresin meydana geldiği ve meydana gelen stresin sağlıklı diş modelinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Farklı fiber post kullanılarak restore edilen modellerde ise en az stres değerini tek yönlü cam fiber post gösterirken onu sırasıyla leno dokuma yapıda polietilen fiber post ve örgü yapıda cam fiber post modeli takip etmiştir. Sağlıklı dişle kıyaslandığında fiber post kullanılan modellerde servikal bölgede daha az stres meydana geldiği gözlenmiştir.

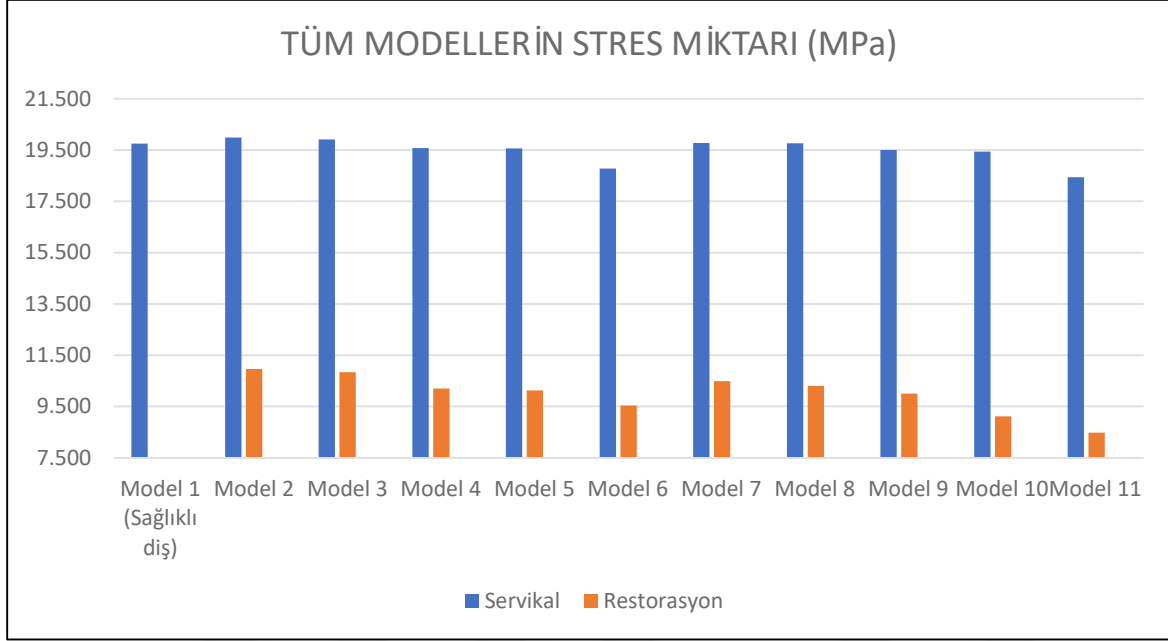
Kırık hattının restorasyonu için kullanılan kompozit rezin materyalinde oluşan stresler incelendiğinde benzer sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 56, 57). En yüksek stres değerlerini kompozit rezin ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller gösterirken, fiber post kullanılarak restore edilen dişler daha az stres değerleri göstermiştir. Kompozit rezinle restore edilen modeller kendi içinde kıyaslandığında kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde kırık hattının restorasyonu için kullanılan kompozit rezin materyalinde daha az stresin meydana geldiği gözlenmiştir. Farklı fiber post kullanılarak restore edilen modellerde ise en az stres değerini tek yönlü cam fiber post gösterirken onu sırasıyla leno dokuma yapıda polietilen fiber post ve örgü yapıda cam fiber post modeli takip etmiştir.

Tüm modellerde oluşan stres değerleri

Tablo 16. Bütün modellerin stres miktarları ve modellerde kullanılan materyallerin iç stres miktarları

Model	Kullanılan Materyal	Servikal Stres (MPa)	Restorasyonda oluşan stres
Model 1	-	19.754	-
Model 2	Nanofil kompozit rezin	19.992	10.970
Model 3	Kısa fiber takviyeli kompozit rezin	19.917	10.839
Model 4	Örgü yapıda cam fiber post	19.572	10.206
Model 5	Leno dokuma yapıda polietilen fiber post	19.565	10.126
Model 6	Tek yönlü uzun cam fiber post	18.779	9.547
Model 7	Nanofil kompozit rezin	19.773	10.488
Model 8	Kısa fiber takviyeli kompozit rezin	19.761	10.302
Model 9	Örgü yapıda cam fiber post	19.503	10.006
Model 10	Leno dokuma yapıda polietilen fiber post	19.439	9.120
Model 11	Tek yönlü uzun cam fiber post	18.441	8.485

Horizontal ve oblik kırık modelleri karşılaştırıldığında, oblik kırık hattına sahip modellerde hem servikalde hem de restorasyonda meydana gelen stres değerlerinin horizontal kırık hattına sahip modellere göre daha düşük olduğu gözlenmiştir (Tablo 16, Şekil 58).



Şekil 58. Bütün modellerin stres miktarları

6. TARTIŞMA

Büyüme ve gelişim dönemindeki genç bireylerde TDY'ler oldukça sık olarak görülen yaralanmalardır. 2018'de yapılan bir araştırmaya göre bir milyar insanın TDY'ye maruz kaldığı bildirilmiştir (258). TDY'lerde erken müdahale edilmediği takdirde meydana gelen komplikasyonlar artmakta ve buna bağlı olarak yapılacak tedaviler de daha karmaşık ve daha maliyetli hale gelmektedir. TDY'ye uğrayan dişlerin tedavileri çoğunlukla zaman alıcıdır ve uzun dönemde takip edilmeleri gereklidir. Tüm bu sebepler bireylerin yaşam kalitesini etkilemekte hem çocukları hem de ailelerini psikolojik açıdan olumsuz etkilemektedir (4). TDY'nin daimi dentisyonda meydana gelme oranının %2,6-35 olduğu ve 8-12 yaş arasındaki çocuklarda daha sık görüldüğü bildirilmiştir. Türkiye'de yapılan çalışmaların sonuçları incelendiğinde TDY'nin % 66,2-%88,2 oranında en fazla maksiller kesici dişlerde meydana geldiği görülmektedir (259-261). Literatürde daimi maksiller kesici dişlerde oluşan kron kırıklarının en çok horizontal ve oblik kırıklar şeklinde olduğu da bildirilmektedir (1, 3). Daimi maksiller kesici dişlerin estetik, fonasyon ve ısırma işlevlerine olan katkıları düşünüldüğünde bu dişlerin restorasyonları için yapılacak tedaviler önem arz etmektedir.

TDY içerisinde en sık görülen yaralanma tipleri kron kırıkları ve lüksasyon yaralanmalarıdır (4). Elbay ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, en sık görülen TDY tipinin %37,2 oranıyla basit kron kırığı olduğu; bunu sırasıyla %10,2 oranıyla komplike kron kırığı, %9,4 oranıyla lateral lüksasyon, %8,6 oranıyla avülsiyon ve %6,1 oranıyla intrüzyon yaralanmalarının takip ettiği bildirilmektedir (262). Atabek ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada ise, %39,5 oranıyla basit kron kırıklarının daimi dişlerde en sık görülen TDY tipi olduğu ve KKT'nin %28,4 oranıyla en fazla uygulanan tedavi olduğu bildirilmiştir. KKT oranının yüksek olması, hastaların tedavi için kliniklere geç başvurması neticesinde ilgili dişin vitalitesinin kaybolması şeklinde açıklanmıştır (260). Barnett ve Andreasen'in ortak bulgularına göre pulpa nekrozunun gelişmesinde TDY'nin şiddeti, tipi, dişin gelişim aşaması ve eşlik eden lüksasyon yaralanması en önemli faktörlerdir (14, 263). Kök gelişimini tamamlamış dişlerde ise pulpa nekrozu görülme oranı kök gelişimini tamamlamamış dişlere oranla daha

yüksektir (5, 6). TDY sonrasında dişte meydana gelen madde kaybının komplikasyon gelişme ihtimaline etkisi incelendiğinde kırığın boyutundan ziyade lokalizasyonu ve pulpaya yakınlığının önemli olduğu bildirilmiştir (264, 265).

TDY' nin negatif etkilerini değerlendirmek amacıyla geçmişte bazı araştırmacılar in vivo hayvan deneyleri yapmıştır fakat bu çalışmaların etikliği tartışılır olduğundan dolayı günümüzde yapılamamaktadırlar (266). İn vivo insan çalışmalarında, travmatik bir kuvvet uygulamak açık bir şekilde etik değildir. Uzun vadeli retrospektif ve prospektif insan çalışmalarındaysa vakaları takip etmek ve standardizasyonu sağlamak zor olduğundan dolayı sonuca ulaşmak hem masraflı hem de uzun süre gerektirmektedir. KKT sonrasında dişlerde kırılma direncinin belirlenmesi amacıyla birçok in vitro çalışma yapılmıştır (267, 268). Ancak, in vitro çalışmaların standardizasyon problemleri gibi sınırlamaları vardır. İn vitro çalışmalarda oral dokuların ve maruz kaldıkları kuvvetlerin tam anlamıyla taklit edilememesi; kuvvetlerin diş üstündeki etkilerini önemli ölçüde etkileyen PDL gibi dokuların taklit edilememesinden ötürü standart bir sonuç elde edilememektedir (269). İn vitro çalışmalardaki genel amaç; ilgili dişte kırık gelişene kadar kuvvet uygulanması ve sonrasında kırılma esnasındaki kuvvetin büyüklüğünün saptanmasıdır. Birçok değişken kontrol edilemediğinden yapılan çalışmaların sonuçları birbirinden farklı olabilmektedir.

Son zamanlarda sıkça tercih edilen SEA yöntemi, dokuların fiziksel davranışlarının incelenmesi amacıyla yapılan bir modelleme tekniğidir. Bu teknik sayesinde canlı dokular simüle edilerek in vivo ve in vitro çalışmalar ile elde edilemeyen verilere ulaşılabilen ve yüksek düzeyde standardizasyon sağlanabilmektedir. Modeller üzerinde farklı senaryolar geliştirilerek, biyomekanik süreçlerin non invaziv, kontrollü ve tekrarlanabilir simülasyonlarını meydana getirmek mümkün olmaktadır. Stres meydana gelen bölgelerin analizi; biyomekanik etkiler, görsel bir renk skalası ve rakamsal değerlerin kullanılmasıyla yapılabilmektedir (270). Tüm bu sebeplere bağlı olarak bu çalışmada, KKT sonrasında farklı FGKR ile tedavi edilen daimi maksiller kesici dişte stres analizi amacıyla SEA yöntemi tercih edilmiştir.

SEA yönteminde kompleks sorunların analizinde her materyal, sayısal verilerin kullanılmasıyla uyumlu geometrik şekiller ile oluşturulan elemanlara bölünerek modellenmektedir. Oluşturulan elemanların birbirleri ile ilişkileri bir denkleme bağlıdır ve denklemi çözmek amacıyla bilgisayar programları kullanılmaktadır. SEA yöntemi kullanılması ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu modeller meydana getirilebilmektedir. Bununla birlikte, 3 boyutlu çalışmalarla kıyaslandığında 2 boyutlu çalışmaların güvenilirliğinin daha düşük olduğu bildirilmiştir. Bu durum, diş doklarının solid ve simetrik olmamasıyla açıklanmaktadır (271). Sonlu elemanlara bölünerek oluşturulan 3 boyutlu modellerde, eleman ve düğüm sayısının arttırılmasıyla gerçeğe daha yakın sonuçlara ulaşma olasılığı artmaktadır. Fakat, eleman ve düğüm sayısındaki bu artış analizin yapılması için gereken süreyi uzatabilmektedir (272). Özata'nın yaptığı çalışmada kullanılan modellerde eleman sayısı 483,823 ve düğüm sayısı 90,544'dir (196). Belli ve ark.'nın (273) yaptıkları çalışmada 34,515 eleman ve 13,300 düğüm, Spazzin ve ark.'nın (274) yaptıkları çalışmada ise 109,141 eleman ve 133,681 düğüm içeren modeller kullanılmıştır. Çalışmamızda ulaşılan 1.250.012 ile 1.316.547 arasındaki eleman sayısı ve 313.292 ile 334.174 arasındaki düğüm sayısı ile yüksek değer aralığı kullanılmıştır. Bu değerler göz önüne alındığında bu çalışmada daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmek amacıyla mümkün olduğunca fazla düğüm ve eleman sayısı kullanılmıştır.

SEA yönteminde her elemana özel ayrı bir denklem oluşturularak bu denklemlerin analiz edilmesi sonucunda düğüm noktasında gelişen değerlere ulaşılmaktadır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde, kırılğan materyallerde asal gerilim değerleri, çekilebilir materyallerde von Mises stres değerleri kullanılabilir. Meydana gelen tüm streslerin gerçek değerlerinin karesinin global kombinasyonu (x, y ve z doğrultuları) von Mises stresleri olarak adlandırılır. Von Mises stres değerleri tüm yapıda gelişen stres değerleri hakkında bilgi vererek hasar oluşturma ihtimalinin bir göstergesi olması nedeniyle yapılan analizlerde tercih edilmektedir (243). Tüm bu nedenlere bağlı olarak, bu çalışmada da geliştirilen modeller için von Mises streslerinin değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda TDY'lerden en fazla etkilenen dişlerin maksiller kesici dişler olduğu bildirilmiştir (5). Literatürde maksiller kesici dişlerde görülen kron

kırıklarının, en çok horizontal ve oblik kırıklar şeklinde meydana geldiği de belirtilmektedir (1, 3). Tüm bu sebeplere bağlı olarak çalışmamızda örnek stres analiz modeli olarak maksiller kesici diş seçilmiştir. Çalışmada Tinus Mühendislik arşivinde bulunan 13 yaşındaki erkek çocuğun tek kök ve tek kanallı, kök gelişimi tamamlanmış, üzerinde herhangi bir restorasyon ya da çürük bulunmayan avülse olmuş maksiller kesici dişinin mikro tomografi verileri kullanılarak horizontal ve oblik kırık hattına sahip 3 boyutlu diş modelleri elde edilmiştir. Bu diş modelleri farklı FGKR kullanılarak restore edilmiş ve SEA yöntemi ile incelenmiştir.

Çalışmamızda modellemesi yapılan mine, dentin, sement ve alveolar kemik gibi sert dokular ve restorasyon amacıyla kullanılan materyaller homojen, lineer ve izotropik olarak kabul edilmiştir. PDL'nin uygulanan kuvvetler karşısında koruyucu ve destekleyici yapısı meydana gelen stresin sağlıklı bir şekilde periodonsiyuma ve destek dokulara iletilmesini sağlamaktadır. PDL, non lineer, viskoelastik davranışa sahip bir doku olarak tanımlanmaktadır (275). Diş hekimliğinde, genellikle lineer elastik gerilim analizi kullanılsa da, doku ve materyallerde meydana gelen deformasyon kuvvet ile doğru orantılı olmayabilir (nonlineer) ve bu nedenle nonlinear analizler kompleks yapıların araştırıldığı daha güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir. Bu sebeple çalışmamızda, hiperelastik bir yapıya sahip olan PDL nonlinear olarak kabul edilmiştir. PDL, yaşa ve dişin konumuna bağlı olarak 0,12-0,27 mm arasında değişen kalınlıklara sahip olabilmektedir. Literatürdeki SEA çalışmaları incelendiğinde birbirinden farklı PDL kalınlıkları kullanılmıştır (276-278). Çalışmamızda, erişkin olmayan bir bireyin daimi maksiller kesici dişi simüle edileceğinden dolayı PDL kalınlığı 0,25mm olarak modellenmiştir.

Sement, ince yapısı ve elastisite modülü yönünden dentinle aralarında anlamlı farklılık bulunmaması sebebiyle (196, 279) çalışmamızda dentinin devamı olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızda modellenen tüm dokuların ve restorasyonda kullanılan tüm materyallerin fiziksel özelliklerini temsil eden elastik modülü ve poisson oranları ise mevcut literatürlerden alınmıştır (Tablo 2) (37, 151, 152, 214, 250-257).

SEA çalışmalarında, dişlere gelen kuvvetin doğrultusu, kaç N olacağı ve dişin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağı, kuvvetlerin ilgili diş üzerindeki etkilerinin incelenebilmesi açısından önem arz eden faktörlerdendir. SEA yönteminde modeller üzerine uygulanan statik ve dinamik kuvvetler 100 N-2000 N arasında değişim göstermektedir. Poiate ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada, fonksiyonel çiğneme kuvveti 100 N, parafonksiyonel kuvvet 500 N, travmatik kuvvet 800 N olarak bildirilmiştir (280). Silva ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise, ağır travmatik kuvvet 2000 N olarak bildirilmiştir (281). Stuart ve ark.'nın universal test cihazı ile 60 diş ile yaptıkları çalışmada, 1600 N büyüklüğünde kuvvet uygulandığında kök kırığı geliştiği bildirilmiştir (282). Dentin dokusunun kırılmaya karşı mineyle karşılaştırıldığında daha yüksek deformasyon kapasitesine sahip olması sayesinde kök kırığı ihtimali azalmaktadır (283). TDY sonrası kök kırığı prevalansının düşük olması epidemiyolojik veriler ile de uyum göstermektedir (284). Tüm bu bulgulara dayanarak, çalışmamızda uygulanan 100 N' luk fonksiyonel çiğneme kuvvetinin, belirtilen değerlerden daha düşük olmasına bağlı olarak kök kırığına sebep olmayacağı ve meydana gelen streslerin değerlendirilebileceği düşünülmektedir.

Dişlerin stres dağılımlarının incelenmesinde kuvvetin yönü, şiddeti ve uygulanma noktasının belirlenmesi oldukça önemlidir. SEA yönteminde modelleme aşamasında uygulanacak kuvvetin şiddetinin belirlenmesi senaryoların meydana getirilmesinde önemli bir aşamadır. Helkimo ve ark. ısırma sırasında 100 N-200 N arasında değişen oranlarda bir kuvvet meydana gelebileceğini belirtmişlerdir (285). Kohal ve ark., 300 N olan ısırma kuvvetinin üçte birini (100 N) fonksiyonel çiğneme kuvveti olarak belirlemişlerdir (286). Balchanovski ve ark.'nın çalışmasında ise, ısırma kuvvetinin 59.5 N-155 N arasında değiştiği bildirilmiştir (287). Yaman ve ark. (288) maksiller kesici diş modeline 200 N kuvvet uygularken, Poiate ve ark. (280), Falakoğlu ve ark. (242), çalışmalarında 100 N fonksiyonel çiğneme kuvveti uygulamışlardır. Fonsiyonel çiğneme kuvvetiyle yapılan çalışmalar incelendiğinde çalışma tipine göre farklı kuvvet miktarının uygulandığı görülmüştür. Bununla birlikte, SEA yönteminde, uygulanan kuvvetin yönünün ve kuvvetin uygulandığı bölgenin analiz sonuçlarını etkilediği; uygulanan kuvvetin miktarının stress dağılımında bir değişikliğe sebep olmadığı, sadece stresin meydana geldiği bölgedeki von Mises stres değerini arttırdığı

bildirilmiştir (288). Tüm bu faktörlere bağlı olarak çalışmamızda 100 N'luk fonksiyonel çiğneme kuvveti kullanılmıştır.

Daimi maksiller kesici diş kullanılarak yapılan SEA çalışmalarında, uygulanan kuvvet insizal, bukkal ve palatinal yönden ve tek bir noktadan uygulanarak sırasıyla; ısırma, travmatik ve çiğneme kuvvetini simule edecek şekilde tasarlanmıştır (289, 290). Vilela ve ark. ise maksiller kesici dişlere gelen travmatik kuvveti simule etmek amacıyla tek bir noktadan kuvvet uygulamaktansa 10 mm çapa sahip olan bir çelik küre kullanmışlardır (291). Zhang ve ark.'nın universal test cihazı kullanarak yaptıkları çalışmada da fonksiyonel çiğneme kuvveti uygulamak amacıyla 4 mm çapa sahip olan bir çelik küre kullanılmıştır (292). Çalışmamızda da tek bir noktadan kuvvet uygulamak yerine, ön grup dişlerde gıdaların ısırılması sırasında maksiller dişlerin singulum bölgesinde meydana gelen streslerin taklit edilebilmesi amacıyla bu bölgede foodstuff olarak adlandırılan 8.6 mm çapa sahip bir çelik küre modeli kullanılmıştır (293). Bu modelleme sayesinde, yükleme altında kuvvetin çevre düğüm noktalarına dağıtılması ve gerilme tekilliğinin önüne geçilmesi amaçlanmıştır.

SEA yönteminde diş üzerinde meydana gelen stresin değerine ve dağılımına, modellemede kullanılan her bir elemanın farklı bir oranda etkisi bulunmaktadır (288). Birden fazla elemandan oluşan senaryolarda en uygun stres dağılımları, restorasyonda kullanılan materyallerin benzer fiziksel ve kimyasal özellikler göstermeleri sonucu elde edilir. Bu nedenle, restorasyonda post ve kron materyalinin de birbiriyle uyumlu olması gerekmektedir (35, 253). Çocuk diş hekimliğinde, büyüme ve gelişim dönemindeki hastaların TDY sonrasında meydana gelen komplike kron kırıklarının KKT sonrası uygulanan post-kor restorasyonlarında kor ve kron genellikle kompozit rezinlerle tamamlanmaktadır (253). Günümüzde aşırı kron harabiyeti bulunan dişlerde dahi seramiklere alternatif olarak kompozit rezinler tercih edilmektedir (294). Güncel kompozit rezinlerden olan nanofil kompozit rezinler üstün mekanik ve estetik özellikleri, gelişmiş yüzey özellikleri sebebiyle ön bölge restorasyonlarında sıklıkla tercih edilmektedirler (107). Nanofil kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm arasındadır ve görünür ışığın dalga boyutundan daha küçüktür. Buna bağlı olarak, görünür ışık ile absorbsiyon ya da saçılım gibi etkileşimlere uğramazlar. Ayrıca geniş renk alternatiflerinin bulunması ve optik

özellikleri sayesinde hekimler tarafından sıkça tercih edilmektedirler. Mikrohibrit kompozit rezinlerin yapısına nano doldurucular ilave edilmesiyle nanohibrit kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür ancak bu kompozit rezinler gerçek anlamda nanofil kompozit sayılmazlar. Nanofil kompozit rezinlerde tüm doldurucu partiküller nanometre boyutundadır (116). Bununla birlikte, nanofil kompozit rezinlerin basma dirençleri çok yüksektir çünkü materyalde oluşan herhangi bir çatlak nano partiküllerin dağılımları nedeniyle materyal içinde ilerlemeden yüzeyde kalmaktadır. Kompozit rezin materyallerin düşük polimerizasyon büzülmesi, çiğneme kuvvetlerine direnç ve estetik gibi olumlu özellikleri nanofil kompozit rezinlerde bir araya getirilmiştir (295). Anterior dişler üzerinde yapılan bir çalışmada mikrohibrit kompozit rezin kullanılarak yapılan restorasyonlarda nanofil kompozit rezin kullanılarak yapılan restorasyonlardan 3,7 kat daha fazla kırık görüldüğü bildirilmiştir (296). Ayrıca, su emilimi ve çözünürlük, bütün restoratif materyallerin mekanik özelliklerini etkileyen durumlardandır ve mikrohibrit, mikrofil hibrit, nanohibrit ve nanofil kompozit rezinin su absorpsiyonu ve çözünürlük değerlerinin in vitro olarak karşılaştırıldığı bir çalışmada nanofil kompozit rezin diğer kompozitlerle kıyaslandığında daha az su absorpsiyonu ve çözünürlük değerleri göstermiştir (297). Tüm bu sebeplerden dolayı, bu çalışmada kron materyali olarak, dentine yakın fiziksel özellikleri, üstün mekanik ve estetik özellikleri nedeniyle nanofil bir kompozit rezin tercih edilmiştir. Bununla birlikte, hem kök dentininin servikal bölgesinde hem de restoratif materyalde en fazla stres oluşan örnekler yalnızca nanofil kompozit rezin kullanılan modellerde görülmüştür. KKT'li dişlerin daha kırılğan ve dayanıksız olmasının yanı sıra restorasyon yüzey sayısının artmasına bağlı olarak başarısızlık ihtimali de artış göstermektedir. Kompozit rezin restorasyonlarda restore edilen yüzey sayısı en sık görülen başarısızlıklardan biri olan kırık oluşumunda önemli bir faktördür (298). Bazı klinik raporlar, doğrudan kompozit rezin restorasyonların, geleneksel tam kron tedavisine alternatif olduğunu bildirirse de, mevcut kompozit rezinlerin nispeten yüksek kırılğanlığı ve düşük kırılma tokluğu kullanımlarını sınırlandırmaktadır (299, 300). Candan ve ark.'nın yaptıkları bir in vitro çalışmada farklı altyapı materyalleri kullanılmasının nanofil kompozit rezinin eğme direncine etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışma sonucuna göre, yalnızca nanofil kompozit rezin kontrol grubunun en düşük eğme direncine sahip olduğu, ulaşılan en yüksek eğme direncinin akışkan kompozit

rezinle birlikte fiber kullanılan örnek grubu olduğu bildirilmiştir (301). Aynı zamanda Garoushi ve ark.'nın KKT'li maksiller kesici dişlerin statik yük taşıma kapasitesini ve başarısızlık modunu değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir in vitro çalışmada 2 mm ferruleye sahip örneklerle direkt kompozit rezin restorasyon ve farklı FGKR restorasyonlar uygulanmıştır. Çalışma sonuçları, FGKR alt yapısının kullanımının kırılma direnci üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu, yalnızca kompozit rezinle restore edilen örneklerde katastrofik kök kırığı meydana geldiğini göstermektedir (302). Pierrisnard ve ark.'nın yapmış oldukları bir SEA çalışmasında da 2 mm ferruleye sahip olan ve ferrulesiz diş modelleri yalnızca kompozit rezinle ve farklı post sistemleri ile simule edilmiştir. Çalışma sonuçları, en yüksek stresin kök dentininin servikal bölgesinde gözlemlendiğini ve en fazla stresin yalnızca kompozit ile restore edilen modellerde meydana geldiğini göstermiştir (303). Yapılmış olan bu çalışma sonuçları, çalışmamızla uyumlu olup en yüksek stres değerlerinin hem kök dentininin servikal bölgesi hem de restoratif materyal için yalnızca kompozit rezinle restore edilen modellerde gözlenmesini destekler niteliktedir.

Kompozit rezinlerin gelişimlerine rağmen özellikle yüksek stres altında kalan bölgelerde kırılma ve eğme direncine dayanıklılıklarının yeterli olmaması sebebiyle kullanımlarının kısıtlı olduğu bildirilmiştir. Bu sebeple kompozit rezin materyallerin fiber ile güçlendirilmesi gündeme gelmiştir. FGKR'ler, kompozitlerin fiziksel özelliklerini arttırmayı hedefleyen rezin bazlı materyallerdir (301). Yapılan çalışmalarda, kron harabiyeti fazla olan dişlerin restorasyonlarında, fiber kullanımı sayesinde restorasyonun polimerizasyon büzülmesinin azaldığı ve kırılma dayanıklılığının arttığı bildirilmiştir (304, 305). Fiberlerin güçlendirmedeki esas rolü, kırık stoperi olarak görev yapması ve materyalin fiziksel özelliklerini arttırmasıdır. Kullanım amacına ve uygulanacak kuvvete bağlı olarak farklı fiberler üretilmiştir. Polietilen ve cam fiberler mekanik ve estetik özelliklerinin daha başarılı olmasından dolayı en sık tercih edilen fiber tipleridir (194). Fiberler; tek yönlü, iki yönlü ve kırılmış olarak farklı şekillerde üretilerek farklı oryantasyonlarda da kullanılabilirler (135). Fiberle güçlendirilen materyalde kullanılan fiberin tipi ve yönü elde edilen materyalin mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Tek yönlü fiberler, dokuma ve örgü yapıdaki fiberlerle kıyaslandığında daha fazla esneme özelliğine sahiptir ve materyalin esneme direncini iki yönlü fiberlere göre daha

fazla arttırmaktadırlar (306). Fiberlerin güçlendirme etkisini; kullanılan fiberin tipi, fiberin uygun pozisyonda yerleştirilmesi, fiberin rezinle ıslatılmış olması, fiberin içinde bulunduğu rezin matriks ile adezyonu ve materyaldeki fiber oranı etkilemektedir. Günümüzde FGKR'ler yaygın bir şekilde; inley ve onley gibi indirekt uygulamalar, periodontal splint, adeziv sabit köprüler, protezlerin güçlendirilmesi ve tamiri, implant üstü protez, pedodontide yer tutucu olarak ve KKT sonrası dişlerin kompozit rezin ile restorasyonunda kronal yapısının güçlendirilmesi veya KKT sonrası post olarak kullanılmaktadır (192, 193, 301). FGKR'ler yüksek bükülme dayanımları sebebiyle restorasyon altyapı materyali olarak da tercih edilmektedirler ve bu altyapı, materyale dayanıklılık ve sertlik sağlamaktadır. FGKR altyapı, esneyebilen yapısına bağlı olarak dişlerin stresler karşısında daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Tüm bunlar neticesinde altyapının sertlik ve dayanıklılığı üst yapının estetiği ile birleşmektedir (130). Aktaş ve ark.'nın farklı yönlü fiberlerin, restorasyonun bükülme direncine etkisini inceledikledikleri çalışmada, FGKR altyapıların restorasyonu desteklediği, meydana gelen çatlakların ilerlemesini yavaşlatarak durdurduğu, restorasyondaki fiber miktarının artmasının bükülme direncini arttırdığı bildirilmiştir. Tek yönlü fiber kullanılarak yapılan restorasyonların çift yönlü fiber kullanılarak yapılan restorasyonlardan daha yüksek bükülme direncine sahip olduğu rapor edilmiştir (307). Nagaş ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada da kanal girişine uygulanan materyalin köklerin kırılma dayanıklılığını anlamlı derecede etkilediği, kanalın 3 mm'lik kronal bölgesine uygulanan cam iyonomer siman ve FGKR'nin KKT'li dişlerin kırılma dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir (308).

Aşırı madde kaybına sahip KKT uygulanmış dişlerde, diş yapısını koruma amacı ile yapılan post-kor sistemleri en sık kullanılan restorasyon tekniklerinden birisidir (309). KKT uygulanmış dişlerin restorasyonunda metal ya da metal olmayan farklı post sistemleri kullanılabilir ancak ideal post-kor materyali hala tartışma konusudur (310). Fazla kron harabiyeti bulunan KKT'li dişler, vital dişler ile kıyaslandığında daha kırılmandır. Bu sebeple, aşırı kron harabiyeti bulunan genç daimi dişlerde, kök kanalı içine destek sağlamak amacıyla post yerleştirilmesi sonrasında estetik restorasyon yapılması tercih edilmesi gereken bir uygulamadır. Bu amaçla kullanılan ilk post sistemlerinden olan metalik yapıdaki postlar, dentinle arasındaki yüksek elastisite katsayısı farkı, yoğun basma ve makaslama stres alanlarına

sebebi olması, korozyona uğraması ve renkleşmeye sebep olması gibi dezavantajları sebebiyle yerini güncel post sistemlerine bırakmıştır (311, 312). Fiber postlar; dentine çok yakın elastik modülüne sahip olmaları sayesinde metal postların aksine okluzal kuvvetlerin meydana getirdiği stresi dağıtarak restorasyonun kırılma direncini arttırmaları (211, 212). Fiber postların rezin siman ve kompozit kor materyali ile birlikte kullanılması sonucu monoblok bir sistem meydana geldiği ve böylece dişin fraktür riskinin minimuma indiği düşünülmektedir (147). Murali Mohan ve ark.'nın çalışmasında KKT gerektiren altmış hasta seçilmiş ve altmış dört diş KKT sonrası fiber post ve direkt rezin kompozit ile restore edilmiştir. Restorasyonların değerlendirilmesi sonucunda fiber postlar, kırık ve KKT'li dişlerin restorasyonu için en iyi alternatif olarak bildirilmiştir (313). Scotti N ve ark.'nın 247 hastadan oluşan KKT'li arka dişlerinin direkt kompozit rezin ile restorasyonu ve fiber post sonrası direkt kompozit rezin restorasyonu olmak iki gruptan oluşan çalışması sonucunda fiber post kullanılan restorasyonların fiber postlara sahip olmayan restorasyonlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha başarılı bulunduğu görülmüştür. KKT sonrası fiber post kullanılan restorasyonların 3 yıllık çiğneme fonksiyonu sonrasında post kullanılmayan restorasyonlara göre daha iyi performans gösterdiği ve kompozit rezin restorasyonu içine fiber post yerleştirilmesinin klinik başarısızlıkları azalttığı bildirilmiştir (19). Tüm bu sebeplerden dolayı bu çalışmada farklı FGKR'ler kullanılarak horizontal ve oblik kırık hattına sahip diş modelleri restore edilerek meydana getirdikleri stresler ve dağılımları incelenmiştir.

Yüksek gerilim taşıyan alanlarda kullanılması tavsiye edilen, yeni geliştirilmiş, kısa fiber takviyeli kompozit rezinler maksimum güçlendirici etki sağlamak için boyut ve uzunluk olarak optimize edilmiş silanlı e-cam lifleri içermektedir. Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, KKT görmüş dişlerin restore edilmesinde çeşitli avantajlara sahiptir. Elastik modülleri dentine yakındır, çekme dayanımları yüksektir, uygun maliyetlidir ve hasta başında aynı seansta tedavi için uygundur (236). Kısa fiber takviyeli kompozit rezinler, geleneksel bir rezin kompozit altında bir alt yapı olarak kullanıldığında, restorasyonun mukavemeti önemli ölçüde iyileşir ayrıca, restorasyonda kırık oluşacak kadar yükleme yapıldığında kırılma yolunu değiştirir ve onarımı mümkün kırıklar oluşturur (314). Eapen ve ark.'larının yapmış oldukları bir in vitro çalışmada, KKT'li dişlerdeki restorasyonlarda kompozit rezinlerin altında kısa

fiber takviyeli kompozit rezinlerin alt yapı olarak kullanılması sayesinde kalan diş dokusunun daha fazla korunduğu ve kırılma direncinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (236). Tanner ve ark.'nın yapmış oldukları 2,5 yıllık bir takip çalışması sonucu da kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin daha iyi kırılma direncine sahip olduğunu göstermiştir (315). Ayrıca Garoushi ve ark. kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinin geleneksel kompozit rezinlerden daha üstün fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmiş ve bu materyalin yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanılmasını önermişlerdir (316). KKT sonrası farklı kaide materyallerinin stres üzerindeki etkilerini inceleyen bir SEA çalışmasında da kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin dentinle benzer elastik modülüne sahip olması sebebiyle restorasyon içinde ve dışta meydana gelebilecek yüksek gerilimlerden kaçınmak amacıyla kullanımının avantajlı olduğu bildirilmiştir (317). Tüm bu avantajlı özelliklerinden dolayı bu tez çalışmasında nanofil kompozit rezini güçlendirmek amacıyla altyapı materyali olarak kısa fiber takviyeli kompozit rezin tercih edilmiştir. Bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar in vitro ve SEA çalışmaları ile paralellik göstermektedir. Kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde meydana gelen streslerin, yalnızca nanofil kompozit rezin kullanılarak yapılan restorasyon modellerinden daha az stres oluşturduğu görülmektedir. Nanofil kompozit altındaki kısa fiber takviyeli kompozit, meydana gelen stresleri absorbe ederek hem kök dentinin servikal bölgesinde hem de kırık hattının restorasyonu için kullanılan kompozit rezinde meydana gelen stresleri azaltmıştır. Bununla birlikte, Garoushi ve ark. KKT sonrası maksiller kesici dişlerin statik yük taşıma kapasitesini ve başarısızlık tiplerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir in vitro çalışmada deneysel olarak ürettikleri kısa fiber takviyeli kompozit rezin ve fiber postları karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre kısa fiber takviyeli kompozit rezinle restore edilen örneklerin fiber post uygulanan örneklerden daha düşük kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (302). Bu tez çalışmasında da fiber post uygulanan modellerde meydana gelen streslerin kısa fiber takviyeli kompozit rezin kullanılan modellerden daha az stres oluşturması bu çalışma sonucu ile paralellik göstermektedir. Kısa fiber takviyeli kompozit rezin, fiber postlar kadar stresleri absorbe edememiş ve hem kök dentinin servikal bölgesinde hem de uygulanan restoratif materyalde daha fazla stres birikimine neden olmuştur. Dentinin stresleri absorbe edici özelliklerini taklit etmek için 2013

yılında piyasaya sürülen kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin yeni bir materyal olması sebebiyle bu materyal üzerinde yapılan in vitro ve SEA çalışma sayısı sınırlıdır. Bu nedenle kısa fiber takviyeli kompozit rezinlerin güçlendirme kapasitesi üzerinde yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

FGKR'ler, post amacıyla prefabrike postlar ve özelleştirilmiş postlar olarak klinikte kullanılmaktadırlar (318). Özelleştirilmiş post sistemleri genellikle doğrudan kök kanalına uygulanan cam veya polietilen fiberlerden oluşmaktadır (318, 319). FGKR'lerin bu uygulaması birçok diş hekimi tarafından kullanılmasına rağmen, bu tekniğin diş hekimliğinde uygulanmasını destekleyen bilimsel çalışmalara ihtiyaç devam etmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasında hem özelleştirilmiş iki farklı yapıda (cam ve polietilen) fiber post hem de prefabrik fiber post modelleri oluşturularak meydana gelen streslerin karşılaştırılması hedeflenmiş ve literatüre katkıda bulunmak amaçlanmıştır.

İki yönlü fiberler, iplik şeklindeki fiberlerin iki farklı yönde düzenlenmesiyle örgü, dokuma ve leno dokuma yapısında oluşturulmaktadırlar. Örgü yapısında fiberler, uzunlamasına ve enine şeklinde eşit olarak ikiye ayrılmaktadır. Dokuma fiberler ise, dik açı ve çapraz bir görünüm oluşturacak şekilde fiberlerin bir araya getirilmesiyle oluşur. Bu tip fiberlerin avantajı stres yönünün tahmin edilemediği koşullarda uygulanarak materyale iki yönlü güçlendirme sağlamasıdır (129, 130). Bununla birlikte, piyasada çaprazlama kilitli ilmek tarzında leno dalgası şeklinde bir dokuma fiber materyali de bulunmaktadır. Bu özel yapı kuvvetlere karşı dayanıklılığı arttırırken aynı zamanda kuvvetlerin rezin içerisinde ilerlemesini de durdurmaktadır (165). İki yönlü fiberler ile yapılan özelleştirilmiş postlar, döküm post ve prefabrik metal postlarla kıyaslandığında daha düşük kırılma direnci değerleri göstermesi ve kök kırığına neden olmaması tercih edilmelerini sağlamaktadır (320). Elastik modülleri dentinle oldukça yakın olan bu post sistemi restorasyona uygulanan kuvvetlerin kök boyunca eşit bir şekilde dağılımını sağlamakla birlikte restorasyonun kırılmaya karşı direncini de arttırmaktadır (288). Hasta başında tek seansta uygulanan bu post sistemleri cam ve polietilen fiberlerden oluşmaktadır (318, 319).

Cam fiberlerin ışık geçirgenliğinin iyi olması, diş sert dokularına, kompozite ve rezin simana çok iyi bağlanması, biyouyumlu olması, işlem sırasında gerekli uzunluğa rahatça getirilebilmesi ve gerektiğinde frezle kanaldan kolayca uzaklaştırılabilmesi gibi avantajlara sahip olması tercih edilebilirliğini arttırmaktadır (148). Polietilen fiberler de düşük elastik modülüne sahip, klinik olarak yeterli mekanik özellikleri olan, biyouyumlu, estetik ve esnek materyallerdir. Bununla birlikte cam fiberlerle kıyaslandığında daha kolay uygulanabilir bir fiber tipidir (321). Bu tez çalışmasında tüm bu avantajlı özelliklere sahip olması nedeniyle özelleştirilmiş fiber post materyali olarak piyasada üretimi bulunan örgü yapıda cam fiber kullanılmıştır. Kullanılan örgü cam fiber 2 mm genişliğinde, 0.20 mm kalınlıktadır, ancak, kanal içerisine ikiye katlanarak yerleştirildiği için post kalınlığı 0.40 mm olarak simule edilmiştir. Bu tez çalışmasında diğer bir özelleştirilmiş fiber post materyali olarak piyasada üretimi bulunan leno dokuma yapısında polietilen fiber kullanılmıştır. Kullanılan leno dokuma yapısında polietilen fiberin farklı genişliklerde ve kalınlıklarda seçenekleri bulunmaktadır, ancak, standardizasyonu sağlamak amacıyla örgü yapıda cam fiber post ile en yakın değerlere sahip olan 2 mm genişliğinde ve 0.18 mm kalınlıktaki tipi bu çalışmada tercih edilmiştir. Fiber kanal içerisine ikiye katlanarak yerleştirildiği için post kalınlığı 0.36 mm olarak simule edilmiştir. Üretici firmaların talimatlarına göre, bu iki fiber uygulamasında da kanal genişletmesi gerekli değildir. Özelleştirilmiş fiber postlarla ilgili vaka çalışmaları incelendiğinde, kök kanalından 2-4 mm'lik guttanın çıkarılmasıyla post uygulandığı tespit edilmiştir (228, 273, 322). Bu nedenle bu çalışmada özelleştirilmiş fiber post uzunluğu için minimal invaziv olması amacıyla mine sement sınırından itibaren 2 mm gutta çıkarılarak modelleme yapılmıştır.

Prefabrik cam fiber postlar ilk olarak karbon fiber ile yaşanan estetik sorunlar nedeniyle üretilmiş olan ve rezin matriks içinde postu güçlendirmek amacıyla tek yönlü uzanan cam fiber liflerden oluşmaktadır. Bu postlar elastik modüllerinin dentinle çok yakın olması sayesinde stresleri geniş yüzey alanına dağıtabilirler. Aynı zamanda, bu postların ışık geçirgenliği iyidir ve rezin simanlar ile bağlantısı da oldukça yüksektir (323). Prefabrik tek yönlü fiber postlarda fiberler postun uzun aksıyla paralel yerleşimlidir ve silindirik, konik, konik-silindirik gibi farklı şekilleri bulunmaktadır (213). Postun tasarımı tutuculuk ve yük dağılımını etkileyen faktörlerden birisidir. Paralel kenarlı postların konik postlarla kıyaslandığında 2-4 kat

daha retantif olduğu, fonksiyonel kuvvetleri köke pasif olarak iletlediği ancak konik postların kuvvetleri kama etkisi oluşturarak köke iletlediği bildirilmiştir (324). Smith ve ark. ise biyomekanik açıdan en ideal post tasarımının paralel başlayan ve konik sonlanan tasarım olduğunu rapor etmişlerdir (200). Bu sebeple çalışmamızda kullanılan tek yönlü cam fiber post modelinde, paralel başlayan ve konik sonlanan tasarım şekli tercih edilmiştir.

Allison ve ark. (325) post restorasyonlarında apikal tıkaçın bozulmaması amacıyla apekte 3 mm gutta percha bırakılması gerektiğini savunmaktayken, Mattison (326) ise 5 mm gutta percha bırakılması gerektiğini savunmaktadır. Ancak apikalde 4 mm gutta percha bırakılması en yaygın görüştür (327). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan prefabrik tek yönlü cam fiber post materyalinin uzunluğu, apikalde 4 mm gutta percha olacak şekilde modellenmiştir.

Postun çapında meydana gelen artış dişte oluşan stres miktarıyla doğru orantılıdır (326). Sorensen post çapının artmasına bağlı olarak bağlantı yüzey alanındaki artıştan ötürü, post retansiyonunun arttığını bildirmiştir (327). Ancak Al-Omiri ve ark. post çapındaki meydana gelen artışın dişlerin kırılma mukavemetini azalttığını savunmuşlardır (328). Shillingburg ve ark.'nın 700 diş üzerinde yaptıkları çalışmalarında, maksiller kesici dişler için post çapının maksimum 1,7 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir (329). Lambjerg-Hansen ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada ise postun stabilitesinin sağlanabilmesi için post çapının en az 1,3 mm olması gerektiğini bu değerden daha küçük çapa sahip olan postların stabiliteye herhangi bir katkısının olamayacağını yalnızca tutuculuğu katkı sağlayacağını bildirmişlerdir (330). Bilgin'in çalışmasında 1,5–1,7 mm arasında değişen post çapları kullanmıştır (331). Bu tez çalışmasında da tüm bu çalışmalar göz önüne alınarak post çapı 1,6 mm olacak şekilde modellenmiştir.

Simantasyon KKT'li dişlerin restoratif tedavilerinin uzun dönem başarısında önemli bir faktördür. Post simantasyonunda yalnızca ışıkla sertleşen rezin simanların kullanımı tavsiye edilmemektedir. Fiber postların simantasyonunda en güvenilir sonuçlar dual-cure rezin simanlar kullanımı ile elde edilmektedir (213). Mehta ve Millar 'ın yaptıkları bir çalışmada Panavia F (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan) ve

Calibra Aesthetic (Dentsply, Caulk; Milford, DE, USA) ve ile simante edilen postların başarı oranlarının sırasıyla %79.5 ve %64.1 olduğu rapor edilmiş aynı zamanda siman seçiminin fiber postun başarısını etkilediği bildirilmiştir (332). Erdemir ve ark.'nın in vitro olarak fiber post sistemlerinin üç farklı dual cure rezin simanla restorasyonu sonrası mikrosızıntılarını karşılaştırdıkları çalışmada, cam fiber postların Panavia F ile simante edilen gruplarında, diğer siman gruplarıyla kıyaslandığında daha az mikrosızıntı oranları gözlemlenmiştir (333). Bu nedenlere bağlı olarak tüm post modellerinde standardizasyonu sağlamak amacıyla post simantasyonu için dual cure rezin siman olarak Panavia F kullanılmıştır.

Junior ve ark.'nın yaptıkları bir in vitro çalışmasında tek kat ve çift kat halinde uygulanan iki farklı tip (cam ve polietilen) fiberin ısı döngüye tabi tutulup tutulmamasına göre eğilme dirençleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre çift kat halinde uygulanan polietilen fiber, değerlendirilen diğer kombinasyonlarla karşılaştırıldığında, ısı döngüden bağımsız olarak en yüksek eğilme direncini göstermiştir. (334). Bu tez çalışmasında örgü yapıda cam fiber post ve leno dokuma yapıda polietilen fiber post modelleri kendi içinde kıyaslandığında; leno dokuma yapıda polietilen fiber kullanılan modellerde hem servikal bölgede hem de restoratif materyalde daha az stres meydana geldiği görülmüştür. Bu çalışma sonucuyla benzer olarak bu tez çalışmasında da leno dokuma yapıda polietilen fiberin örgü yapıda cam fibere göre stresleri daha çok absorbe etme yeteneği olduğunu ve meydana gelen stresleri azattığını söyleyebiliriz. Mevcut literatürler incelendiğinde özelleştirilmiş post olarak kısa cam fiber post ve kısa polietilen fiber postların karşılaştırıldığı benzer bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu alanda yapılacak çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Belli ve ark.'nın yaptıkları bir SEA çalışmasında dentine prefabrik fiber post, leno dokuma polietilen fiber post ve zirkon post uygulayarak stres dağılımını değerlendirmişlerdir. Bu çalışma sonucunda, polietilen fiber post uygulanan modellerin diğerlerine kıyasla kalan kök dentininde en az stres oluşturduğu görülmüştür (335). Buna karşın, Newman ve ark., hem dar hem de genişletilmiş kök kanallarına prefabrik cam fiber post ve leno dokuma yapıda polietilen fiber post uygulayarak kırılma direncini karşılaştırmışlardır ve leno dokuma yapıda polietilen

fiber postun prefabrik cam fiber postlara göre kırılmaya karşı daha az dirençli olduğu sonucuna varmışlardır (336). Ramesh ve ark. 'nın yapmış oldukları başka bir in vitro çalışmada da palatobukkal ve labiopalatal iki kırık modeline sahip maksiller kesici dişlerin leno dokuma yapıda polietilen fiber post ve prefabrik cam fiber fiber post uygulanması sonrası kırılma direnci karşılaştırılmıştır (337). Çalışma sonucuna göre, prefabrik cam fiber post leno dokuma yapıda polietilen fiber post ile karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Bu çalışma sonuçlarıyla paralel olarak bu tez çalışmasında da prefabrik uzun cam fiber post modellerinde hem servikal kök dentininde hem de restorasyon materyalinde meydana gelen stres değerlerinin özelleştirilmiş örgü yapıda cam fiber post ve leno dokuma yapısında polietilen fiber post gruplarından daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Tek yönlü fiberlerin, dokuma ve örgü yapıdaki fiberlerle kıyaslandığında materyalin esneme direncini iki yönlü fiberlere göre daha fazla arttırdığı bilinmektedir (306). Buna bağlı olarak, prefabrik uzun cam fiber post modellerinde görülen daha az stres oluşumu tek yönlü fiberlerin esneme direncinin daha iyi olması ile açıklanabilir.

Post tutuculuğunu maksimum düzeye çıkarmaya yardımcı olmak için uygun post uzunluğu önem arz etmektedir. Fakat, tutuculuk için ideal post uzunluğu hala tartışmalı bir konudur. Kırılmalar için kritik alan şeklinde kabul edilen, alveolar kemik seviyesinin altında sonlanan uzun postların genellikle daha iyi diş desteği sağladığı düşünülmektedir (338). Ancak, stresleri dişin servikalinden uzaklaştırmak amacıyla postların kullanımının, postun apikal kısmında bir stres alanı meydana getirebileceği de öne sürülmüştür (328). Dental teknolojiye bağlı olarak adeziv sistemlerin de gelişimiyle birlikte, daha kısa postların da yeterli retantif özellikler göstermesi sağlanmaktadır. Literatürler gözden geçirildiğinde post uzunluğu ile stres dağılımı ve kırılma direnci arasında bir korelasyon olması hakkında bir görüş birliği bulunmamaktadır. Franco ve ark. maksiller kaninlerde fiber post uzunluklarının kırılma direnci üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (339). Santos-Filho ve ark.'nın yaptığı bir SEA çalışmasında da zayıflamış KKT'li dişte; farklı post uzunluklarını incelenmiştir. Çalışma sonucunda fiber post uzunluğunun dentinde meydana gelen stres dağılımına anlamlı bir etkisi görülmemiştir (340). Cecchin ve ark.'nın 12 mm ve 8 mm uzunluğa sahip post uygulanan dişleri 4 mm uzunluğa sahip post uygulanmış dişlerle karşılaştırdıkları çalışmalarında ise; uzun postların kırılma

direncinin daha yüksek olduğu bildirmiştir (341). Adanır ve ark.'nın yaptıkları bir SEA çalışmasında da maksiller kesici diş modelinde bir cam fiber post materyalinin post uzunluğunun fonksiyonel kuvvetler altında meydana gelen stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, post uzunluğu arttıkça materyalin iç bünyesinde stresi daha fazla tuttuğu ve kök dentininde daha az stres oluşturduğu bildirilmiştir (342). Bu tez çalışmasının sonuçları uzun post kullanımının stres dağılımını azalttığı ve kırılma direncini arttığı çalışmalar ile benzerlik göstermektedir. Fiber post kullanılan modeller kendi içinde incelendiğinde; prefabrik uzun cam fiber post modellerinin, özelleştirilmiş örgü yapıda kısa cam fiber post ve özelleştirilmiş leno dokuma yapıda kısa polietilen fiber post modellerine göre, kök dentininin servikal bölgesinde ve restorasyon materyalinde oluşturduğu streslerin daha az olduğu görülmüştür. Prefabrik uzun cam fiber post, stresleri absorbe ederek servikal kök dentininde ve restorasyon materyalinde meydana gelen stresleri azaltmıştır.

Bu tez çalışmasındaki tüm modeller incelendiğinde, kök dentininin servikal bölgesinde meydana gelen stres değerleri, en yüksek stres değerinden en aza doğru sırasıyla; yalnızca nanofil kompozitle restore edilen modeller, kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller, sağlıklı diş modeli, örgü yapıda kısa cam fiber post modelleri, leno dokuma yapıda kısa polietilen fiber post modelleri ve tek yönlü uzun cam fiber post modelleri şeklinde bir sıralamaya sahiptir. Bu sonuçlar fiber post uygulanan modellerde fiber yapının stresleri absorbe ederek; sağlıklı diş modeli, kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller ve yalnız kompozit rezin uygulanan modellerden daha az stres oluşmasını sağlamıştır. Literatürler incelendiğinde maksiller kesici dişlerde çok sık karşılaşılan iki farklı kırık tipinin restorasyonunda farklı FGKR restorasyonların ve yalnızca nanofil kompozit restorasyonların uygulanarak meydana getirdikleri streslerin değerlendirildiği benzer bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte, yapılmış olan bazı çalışmalarda restorasyon amacıyla dişin servikal bölgesine yerleştirilen farklı materyallerin (MTA, biodentin, gutta percha vb.) sağlıklı diş kontrol grubuyla kıyaslandığında daha az stres oluşturduğu bildirilmiştir (343, 344). Bu tez çalışmasında fiber post modellerinin kök dentininin servikal bölgesinde sağlıklı diş modelinden daha düşük stres değerleri göstermesini, servikal bölgeye yerleştirilen fiber materyallerinin elastik modülünün dentinin elastik modülüyle çok yakın değerlere

sahip olması nedeniyle meydana geldiğini düşünmekteyiz. Yalnızca kompozit rezin ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerde ise servikal kök dentininde stresleri absorbe edecek bir materyal olmaması sebebiyle bu modellerde meydana gelen stres değerleri hem sağlıklı diş modelinden hem de diğer fiber post uygulanan modellerden daha yüksek değerleri göstermiştir.

KKT'li dişlerin konservatif restorasyonlarında klinisyenlere yol gösterecek kapsamlı çalışmalara ihtiyaç devam etmektedir. Diş dokularıyla iyi bağlantı sağlayamayan materyallerle restore edilen dişlerde, restoratif materyal ve diş dokuları monoblok bir yapı oluşturamadığından uygulanan kuvvetler yoğun stresler oluşturarak hem dişte hem de restoratif materyalde kırıklara sebep olmaktadır. Bu tez çalışmasında restoratif materyalde meydana gelen stres değerleri, en yüksek stres değerinden en aza doğru sırasıyla; yalnızca nanofil kompozit rezinle restore edilen modeller, kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modeller, örgü yapıda kısa cam fiber post modelleri, leno dokuma yapıda kısa polietilen fiber post modelleri, tek yönlü uzun cam fiber post modelleri şeklinde bir sıralamaya sahiptir. FGKR uygulamasının kök dentininin servikal bölgesindeki stres değerlerini azalttığı gibi restoratif materyaldeki stres değerlerini de benzer şekilde azalttığı görülmüştür. Scotty ve ark.'nın yaptıkları bir in vitro çalışmada KKT'li maksiller küçük azı dişine direkt rezin restorasyon ve fiber postlu rezin restorasyon yapılması sonrası kırılma dirençleri incelenmiştir. Fiber post içermeyen örneklerin kırılma direncinin önemli ölçüde azaldığını bildirilmiştir (345). Sorrentino ve ark.'nın yapmış oldukları benzer bir in vitro çalışmada da fiber post uygulanan örneklerin yalnızca kompozit rezinle restore edilen örneklerden daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (346). Çalışma sonuçlarımız KKT'li dişlerin konservatif restorasyonlarında fiber post kullanımı sayesinde kırılma direncinde artış gözlemlendiğini bildiren çalışmalarla paralellik göstermektedir. Bu tez çalışmasında da fiber post uygulanan modellerde restoratif materyalde, yalnızca nanofil kompozit rezinle restore edilen modellerden ve kısa fiber takviyeli kompozit rezinin altyapı materyali olarak kullanıldığı modellerden daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Yalnızca nanofil kompozitle restore edilen modeller çalışmalarla paralel olarak fiber post uygulanan modellerde daha yüksek stres değerleri göstermiştir.

Post kor sistemlerde sıklıkla 1.5-2 mm ferrule yüksekliğinin KKT'li dişlerin uzun süreli sağ kalımında önemli faktör olduğu kabul görmüş bir düşüncedir (347). Schiavetti ve ark. ferrulenin KKT'li dişlerin kırılma dayanıklılığına etkisini in vitro olarak değerlendirdikleri bir çalışmada; 2 mm ferrule yüksekliğinin, fiber post uygulanan KKT'li dişlerin kırılma dayanıklılığını anlamlı bir şekilde arttırdığını bildirmişlerdir (348). Sorensen ve Engelman'ın yaptıkları bir çalışmada, 1 mm ferruleye sahip bir restorasyonun ferrulesiz bir restorasyonla kıyaslandığında 2 kat daha dirençli olduğu bildirilmiştir (349). Bu tez çalışmasında bu bilgiler referans alınarak kırık modelleri dişeti seviyesinin üzerinde tüm kronu çevreleyecek şekilde ve en az 2 mm ferrule olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Horizontal kırık modelinde oluşturulurken dişeti seviyesinin üstünde 2 mm koronal diş dokusu kalacak bir kırık hattı oluşturulması için, mine sement seviyesine kadar 11 mm uzunluğu bulunan kron yapısından hem mesial hem distal kenar için insizal kenardan itibaren 7 m'lik bir kayıp alan meydana getirilmiştir. Oblik kırık modelinde ise dişeti seviyesinin üstünde 2 mm koronal diş dokusu kalacak bir kırık hattı oluşturulması için, mesialde insizal kenardan itibaren 7 mm, distal kenarda ise insizal kenardan itibaren 2 mm kayıp alan meydana getirecek şekilde çapraz bir kırık hattı oluşturulmuştur. Çalışmamıza benzer olarak horizontal ve oblik kırık hattına sahip maksiller kesici diş modellerinin incelendiği tek çalışma Şahin'in SEA kullanarak dört farklı cam fiber post materyalinin stres dağılımlarının incelendiği tez çalışmasıdır. Çalışma sonuçlarına göre oblik kırık hattına sahip olan modellerde daha fazla stres meydana gelmiştir (253). Bu çalışmadaki kırık modelleri incelendiğinde dişteki madde kaybı oranına bakıldığında, çalışmamızdan farklı olarak oblik kırık hattına sahip modelde daha fazla madde kaybı olduğu görülmektedir. Bunun aksine çalışmamızda horizontal kırık hattına sahip olan model daha fazla madde kaybı olacak şekilde simule edilmiştir. Çalışmamızda horizontal ve oblik kırık hattına sahip modellerde meydana gelen stresler karşılaştırıldığında ise tüm horizontal kırık hattına sahip modellerde hem kök dentini servikal bölgesinde hem de restoratif materyalde meydana gelen streslerin oblik kırık hattına sahip olan modellerden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Yapılan çalışmalarda kalan diş dokusu miktarının hem dişin kırılma direncinde hem de yapılacak restorasyonun tutuculuğu için önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (87, 93, 350). Şahin'in çalışmasından farklı olarak horizontal kırık tipinde daha fazla stres

görülmemesinin nedeninin, kırık modellerimizdeki farklılıktan kaynaklandığını ve çalışmamızdaki horizontal kırık tipinde diş dokusundan daha fazla kayıp olması nedeniyle daha fazla stres oluştuğunu düşünmekteyiz.

Literatürde KKT sonrası posterior dişlerde restorasyon ve materyal seçimi ile ilgili farklı SEA çalışmaları bulunmaktadır. Ancak, fraktüre maksiller kesici dişlerin nanofil kompozit rezin ile restorasyonu ve farklı atyapı materyallerinin kullanılması sonucu stres dağılımlarının incelenmesine dair çalışmamıza benzer bir SEA çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızın çocuk diş hekimliğinde çok sık karşılaşılan fraktüre maksiller kesici dişlerin tedavisinde ve materyal seçiminde meydana gelen streslerin incelenebilmesine imkan vermesi ve yol göstermesi açısından önemli olduğunu söyleyebiliriz.

Yapılan SEA çalışmaları, çeşitli varsayımlara dayandığından ötürü bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Bu sebeple birkaç detay idealize edilmekte, basitleştirilmekte ya da göz ardı edilmektedir. Buna karşın bu yöntemin, gerçek koşulların laboratuvarında ya da in vivo olarak doğrulanamadığı koşullarda stres-gerinim modellerini analiz etmek amacıyla yararlı bir yöntem olduğu da bilinmektedir (351). Tüm bu nedenlere bağlı olarak, bu SEA çalışmasının da sınırlamaları göz önünde bulundurulmalı, deneysel yöntemlerle ve uzun dönem klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği göz ardı edilmemelidir.

7. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

1. FGKR kullanımı kök dentininin servikal bölgesindeki stres değerlerini azaltmıştır.
2. FGKR'nin post şeklinde kullanımı sağlıklı diş modelinden de daha az stres oluşumuna sebep olmuştur.
3. FGKR kullanımı restorasyon amacıyla kullanılan kompozit rezindeki stres değerlerini azaltmıştır.
4. Tüm modeller açısından değerlendirme yapıldığında, hem kök dentininin servikal bölgesinde hem de restoratif materyalde görülen en yüksek stres değerleri yalnızca kompozit rezin kullanılan modellerde görülmüştür.
5. Prefabrik tek yönlü uzun cam fiber post materyalinin tüm modellerde en düşük stres değeri oluşturduğu görülmüştür.
6. Kırık tipi açısından kıyaslama yapıldığında hem kök dentininin servikal bölgesi hem de restoratif materyal için tüm modellerle uyumlu olacak şekilde en düşük stres değerleri oblik kırık tipine sahip modellerde görülmüştür.

7.1. Öneriler

1. FGKR postların hem özelleştirilmiş hem de prefabrik olanları kök dentininin servikal bölgesindeki ve restoratif materyaldeki stresi absorbe etmek amacıyla kullanılabilir.
2. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde sadece oluşan stres dağılımı değerlendirildiğinden materyallerin klinik kullanım özellikleri de göz önünde bulundurulmalıdır. Özellikle, özelleştirilmiş FGKR postların stres absorbe etme derecelerinin iyi olmasının yanında tamir edilebilirliği ve minimal invaziv olması göz ardı edilmemelidir.
3. Güncel materyallerin kullanıldığı SEA analizleri ve klinik çalışma sonuçlarıyla bu çalışma desteklenmelidir. Ayrıca, farklı kırık tipleri ve farklı şiddetteki travma kuvvetleri ile oluşabilecek streslerin değerlendirilebilmesi için güncel çalışmalar yapılmalıdır.

8. KAYNAKLAR

1. Gökcek M. Zonguldakta travmatik Dental Yaralanmaların Retrospektif Analizi. Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, 2017, Zonguldak (Danışman: Yrd. Doç. Dr. Simge DURMUŞLAR).
2. Andersson L. Epidemiology of traumatic dental injuries. J Endod. 2013;39(3):2-5.
3. Petersson E, Andersson L, Sörensen S. Traumatic oral vs non-oral injuries. Swed Dent J. 1997;21(1-2):55-68.
4. Kramer PF, Zembruski C, Ferreira SH, Feldens CA. Traumatic dental injuries in Brazilian preschool children. Dent Traumatol. 2003;19(6):299-303.
5. Trope M. Avulsion of permanent teeth: theory to practice. Dent Traumatol. 2011;27(4):281-94.
6. Altay N, Güngör HC. A retrospective study of dento-alveolar injuries of children in Ankara, Turkey. Dent Traumatol. 2001;17(5):197-200.
7. Çalışkan M, Türkün M. Clinical investigation of traumatic injuries of permanent incisors in Izmir, Türkiye. Dent Traumatol. 1995;11(5):210-3.
8. de Carvalho Rocha MJ, Cardoso M. Traumatized permanent teeth in Brazilian children assisted at the Federal University of Santa Catarina, Brazil. D Dent Traumatol. 2001;17(6):245-9.
9. Ünlü N, Karabekiroğlu S, Tunçdemir MT. Travmaya uğrayan dişlerdeki kron kırıklarında uygulanan tedavi yöntemleri. Türkiye Klinikleri J Dental Sci. 2014;5(2):35-40.
10. Goenka P, Marwah N, Dutta S. Biological approach for management of anterior tooth trauma: Triple case report. Journal of Indian Society of Pedodontics and Prev Dent. 2010;28(3):223.
11. Waterhouse PJ, Whitworth JM, Camp J, Fuks AB. Pediatric endodontics: endodontic treatment for the primary and young permanent dentition. In: Berman LH, Hargreaves KM, eds. Cohen's Pathways of the Pulp. 10th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2011, p:808-57.
12. Demiriz L, Çetiner S. Nekrotik pulpalı immatür dişlerde tedavi yaklaşımları. ADO Klinik Bilim Derg. 2011;5(1):770-81.
13. Friend L. The treatment of immature teeth with non-vital pulps. Int Endod J. 1967;1(2):28-33.

14. Barnett F. The role of endodontics in the treatment of luxated permanent teeth. *Dent Traumatol.* 2002;18(2):47-56.
15. Sadullah K, Ayaz SG. Ekstrusiv lüksasyon ve komplike olmayan kron fraktürü: İki olgu sunumu. *AOT.* 2011;28(2):109-14.
16. Bergman B, Lundquist P, Sjo U. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989;61(1):10-5.
17. Ünal M, Tuğut F, Demir H. Travmatik komplike kuron kırığı ve lateral lüksasyon tedavisinin üç yıllık takibi: Olgu raporu. *Curr Res Dent Sci.* 2013;23(3):380-4.
18. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008;39(2):117-29.
19. Scotti N, Eruli C, Comba A, Paolino D, Alovise M, Pasqualini D, et al. Longevity of class 2 direct restorations in root-filled teeth: A retrospective clinical study. *J Dent.* 2015;43(5):499-505.
20. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):565-7.
21. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1997;28(7):457-62.
22. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):556-62.
23. Aydemir M, Bağlar S. Post-kor sistemlerinin güncel sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2019;25(3):319-33.
24. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian dental journal.* 2011;56:77-83.
25. Santini M, Wandscher V, Amaral M, Baldissara P, Valandro L. Mechanical fatigue cycling on teeth restored with fiber posts: impact of coronal grooves and diameter of glass fiber post on fracture resistance. *Minerva Stomatol.* 2011;60(10):485-93.
26. Erdemir U, Sancakli H, Yildiz E, Ozel S, Batur YB. An in vitro comparison of different adhesive strategies on the micro push-out bond strength of a glass fiber post. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(4):e626-34.
27. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater J.* 2007;23(1):95-9.

28. Ebert J, Leyer A, Günther O, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R, et al. Bond strength of adhesive cements to root canal dentin tested with a novel pull-out approach. *J Endod*. 2011;37(11):1558-61.
29. Prasansuttiporn T, Nakajima M, Kunawarote S, Foxton RM, Tagami J. Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dent Mater J*. 2011;27(3):229-34.
30. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):321-9.
31. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*. 2006;33(9):690-7.
32. Studiorum M. Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2006;19:504-6.
33. Desai S, Chandler N. The restoration of permanent immature anterior teeth, root filled using MTA: a review. *J Dent*. 2009;37(9):652-7.
34. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber--reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*. 2003;16(1):39-44.
35. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999;27(4):275-8.
36. Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Fillings and core build-ups. In: Ozcan M, Vallittu P, eds. *A Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry*. UK: Elsevier; 2017, p:131-63.
37. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study. *J Endod*. 2018;44(3):475-9.
38. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater J*. 2007;23(5):539-48.
39. Keçeci AD. Sporcularda dental travma. *Egzersiz*. 2007;1(1):6-15.
40. Kizilci E, Demir P. Evaluation of epidemiology and etiology of dental injuries observed in children. *Med-Science*. 2015;4(3):2650-63.
41. Schatz JP, Joho JP. A retrospective study of dento-alveolar injuries. *Dent Traumatol*. 1994;10(1):11-4.
42. Holan G, Peretz B, Efrat J, Shapira Y. Traumatic injuries to the teeth in young individuals with cerebral palsy. *Dent Traumatol*. 2005;21(2):65-9.

43. Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries—a 12 year review of the literature. *Dent Traumatol.* 2008;24(6):603-11.
44. Glendor U, Halling A, Andersson L, Eilert-Petersson E. Incidence of traumatic tooth injuries in children and adolescents in the county of Vastmanland, Sweden. *Swed Dent J.* 1996;20(1-2):15-28.
45. Andreasen J, Ravn J. Epidemiology of traumatic dental injuries to primary and permanent teeth in a Danish population sample. *Int J Oral Surg.* 1972;1(5):235-9.
46. Glendor U. On dental trauma in children and adolescents: Incidence, risk, treatment, time and costs. *Swed Dent J Suppl.* 2000;140:1-52.
47. Glendor U, Marcenes W, Andreasen J. Classification, epidemiology and etiology. In: Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L, eds. *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth.* 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; 2007, p:217-54.
48. Andreasen J. Etiology and pathogenesis of traumatic dental injuries A clinical study of 1,298 cases. *Eur J Oral Sci.* 1970;78(1-4):329-42.
49. Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L. *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth.* Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2018.
50. Alaçam A. Travma nedeniyle oluşan diş yaralanmaları ve tedavileri. İçinde: Alaçam T, ed. *Endodonti.* Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012, s:985-1058.
51. Dewhurst S, Mason C, Roberts G. Emergency treatment of orodental injuries: a review. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1998;36(3):165-75.
52. Ozawa T, Takeda T, Ishigami K, Narimatsu K, Hasegawa K, Nakajima K, et al. Shock absorption ability of mouthguard against forceful, traumatic mandibular closure. *Dent Traumatol.* 2014;30(3):204-10.
53. Mazzoleni S, Meschia G, Cortesi R, Bressan E, Tomasi C, Ferro R, et al. In vitro comparison of the flexibility of different splint systems used in dental traumatology. *Dent Traumatol.* 2010;26(1):30-6.
54. Gutmann JL, Gutmann M. Cause, incidence, and prevention of trauma to teeth. *Dent Clin North Am.* 1995;39(1):1-13.
55. Sivakumar N, Muthu M. Traumatic injuries of teeth and supporting structures. In: Muthu MS, ed. *Pediatric Dentistry: Principles and Practice.* India: Elsevier; 2009, p:259.
56. Turkistani J, Hanno A. Recent trends in the management of dentoalveolar traumatic injuries to primary and young permanent teeth. *Dent Traumatol.* 2011;27(1):46-54.

57. Kuşcu Ö, Sandallı N, Çağlar E. Çocuklarda diş travmaları. *Yeditepe J Dent.* 2011;3(2):6-14.
58. Hall RK. *Pediatric Orofacial Medicine and Pathology.* London: Chapman & Hall; 1994.
59. Rajput A, Ataide I, Fernandes M. Uncomplicated crown fracture, complicated crown-root fracture, and horizontal root fracture simultaneously treated in a patient during emergency visit: a case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(2):e48-e52.
60. Levin L, Day PF, Hicks L, O'Connell A, Fouad AF, Bourguignon C, et al. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: General introduction. *Dent Traumatol.* 2020;36(4):309-13.
61. Sevinç D. Çocuk Diş Hekimliğinde Travma Hastalarında Kullanılan Splint Tipleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi, 2020, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. Yeliz GÜVEN).
62. Flores MT, Andersson L, Andreasen JO, Bakland LK, Malmgren B, Barnett F, et al. Guidelines for the management of traumatic dental injuries. I. Fractures and luxations of permanent teeth. *Endod Topics.* 2006;14(1):102-10.
63. Cem Güngör H, Uysal S, Altay N. A retrospective evaluation of crown-fractured permanent teeth treated in a pediatric dentistry clinic. *Dent Traumatol.* 2007;23(4):211-7.
64. Ojeda-Gutierrez F, Martinez-Marquez B, Arteaga-Larios S, Ruiz-Rodriguez MS, Pozos-Guillen A. Management and followup of complicated crown fractures in young patients treated with partial pulpotomy. *Case Rep Dent.* 2013;2013:597563.
65. Kumar GS, Bhaskar SN. *Orban's Oral Histology and Embriology.* 13th ed. New Delhi: Elsevier; 2012, p:482.
66. Komabayashi T, Zhu Q, Eberhart R, Imai Y. Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dent Mater J.* 2016;35(1):1-12.
67. McDonald RE, Avery DR, Dean JA. Treatment of deep caries, vital pulp exposure, and pulpless teeth. In: McDonald RE, Avery DR, Dean JA, eds. *McDonald and Avery's Denitstry for the Child and Adolescent.* 9th ed. London: Mosby; 2010, p:343-65.
68. Hanna SN, Alfayate RP, Prichard J. Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. *Eur Endod J.* 2020;5(1):46-53.
69. Bimstein E, Rotstein I. Cvek pulpotomy–revisited. *Dent Traumatol.* 2016;32(6):438-42.

70. Olsburgh S, Jacoby T, Krejci I. Crown fractures in the permanent dentition: pulpal and restorative considerations. *Dent Traumatol.* 2002;18(3):103-15.
71. Velioğlu MS, Ünlü N. Vital pulpa tedavileri. In: Temel V, ed. *Research in Health Sciences.* İzmir: Duvar Kitabevi; 2020, p:141-152.
72. Parirokh M, Kakoei S. Vital pulp therapy of mandibular incisors: a case report with 11-year follow up. *Aust Endod J.* 2006;32(2):75-8.
73. Akın D, Atalayın Özkaya Ç. Pulpa kuafaji ve kuafaj materyallerine güncel bir bakış: derleme. *Selcuk Dent J.* 2022;9(2):617-40.
74. Isidor F, Brøndum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont.* 1992;5(3):257-261.
75. Alaçam A. Kök ucu kapanmamış genç sürekli dişlerde kök gelişimi teşviki ve tedavi yöntemleri. İçinde: Alaçam A, ed. *Endodonti.* Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012, s:1303-1332.
76. Frank AL. Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. *J Am Dent Assoc.* 1966;72(1):87-93.
77. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol.* 2005;21(1):1-8.
78. Trope M. Treatment of the immature tooth with a non-vital pulp and apical periodontitis. *Dent Clin North Am.* 2010;54(2):313-24.
79. Akyildiz BM., Sonmez I. Rejeneratif endodontik tedavi: bir literatür derlemesi. *Türkiye Klinikleri J Pediatr Dent.* 2016;2(1):1-12.
80. Songtrakul K, Azarpajouh T, Malek M, Sigurdsson A, Kahler B, Lin LM. Modified apexification procedure for immature permanent teeth with a necrotic pulp/apical periodontitis: a case series. *J Endod.* 2020;46(1):116-23.
81. Dimitriu B, Vârlan C, Suciu I, Vârlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life.* 2009;2(1):60-5.
82. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.
83. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209-15.
84. Paphangkorakit J, Osborn J. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 2000;45(12):1033-41.

85. Geistfeld R. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6(1):2-5.
86. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dent Traumatol.* 1994;10(3):105-8.
87. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.* 1995;28(1):12-8.
88. Genç Çalışkan G. Güncel Kompozit Rezinlerin Renk Stabilitelerinin In Vitro Olarak Değerlendirilmesi. İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2015, İstanbul (Danışman: Yrd. Doç. Dr. Tuğba TOZ AKALIN).
89. Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 1985;1(3):108-11.
90. Guzy GE, Nicholls JJ. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979;42(1):39-44.
91. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):375-80.
92. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater J.* 2007;23(1):2-8.
93. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2008;24(2):214-9.
94. Mamoun JS. On the ferrule effect and the biomechanical stability of teeth restored with cores, posts, and crowns. *Eur J Dent.* 2014;8(02):281-6.
95. McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials.* 9th ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2013.
96. Ferracane JL. Resin composite-State of the art. *Dent Mater J.* 2011;27(1):29-38.
97. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* Ankara: Güneş Kitabevi; 2000.
98. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials.* 2005;26(18):3981-6.
99. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.* 2005;26(25):5095-103.

100. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983;50(4):480-8.
101. Uluakay M, Hüseyin İ, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilim Derg*. 2011;5(2):895-902.
102. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th ed. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2006.
103. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*. 4th ed. UK: Elsevier Health Sciences; 2014.
104. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*. 2005;47(1):77-82.
105. Garg N, Garg A. *Textbook of Endodontics*. Suffolk: Boydell & Brewer Ltd; 2010.
106. Alzraikat H, Burrow M, Maghaireh G, Taha N. Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Oper Dent*. 2018;43(4):E173-E90.
107. Saunders SA. Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clin Cosmet Investig Dermatol*. 2009;1:47.
108. Swift Jr EJ, Swift Jr EJ. Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(1):3-4.
109. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2007;32(1):45-52.
110. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
111. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89(6):549-60.
112. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2012.
113. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(2):E215-20.
114. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(3):375-83.
115. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.

116. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials-E-Book. 13th ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2012.
117. Burtscher P. Curing of composites with an Argon laser. *J Dent Res.* 1991;70(Spec Iss):526.
118. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):753-65.
119. Wang R, Liu H, Wang Y. Different depth-related polymerization kinetics of dual-cure, bulk-fill composites. *Dent Mater J.* 2019;35(8):1095-103.
120. Kalra S, Singh A, Gupta M, Chadha V. Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent.* 2012;3(1):48-53.
121. Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent.* 2005;30(3):282-89.
122. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater J.* 2005;21(1):68-74.
123. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent Mater J.* 2002;18(5):413-21.
124. Ferracane JL, Cooper PR, Smith AJ. Dentin matrix component solubilization by solutions of pH relevant to self-etching dental adhesives. *J Adhes Dent.* 2013;15(5):407-12.
125. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater J.* 2003;19(6):449-57.
126. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers in medical science.* 2015;30(6):1667-73.
127. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig.* 2013;17(6):1497-506.
128. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent.* 2013;41(8):695-702.
129. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):311-8.

130. Freilich MA. Fiber-Reinforced Composites in Clinical Dentistry. Illinois: Quintessence Publishing; 2000.
131. Brown D. Fibre-reinforced materials. Dent Update. 2000;27(9):442-8.
132. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update. 2003;30(6):300-6.
133. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. Int J Prosthodont. 2003;16(3):239-43.
134. Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y, Yatani H. Adhesive strength between fiber-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials. Int J Prosthodont. 2004;17(3):364-68.
135. Çekiç Nagaş I, Uzun G. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin protetik uygulamalardaki yeri. Clin Dent Res. 2009;33(3):49-60.
136. Gürbulak A, Çölgeçen Ö, Kesim B. Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. Dicle Diş Hek Derg. 2009;10:55-62.
137. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. J Prosthet Dent. 1985;54(4):543-7.
138. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil. 1999;26(3):185-94.
139. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater J. 1992;8(3):197-202.
140. Karacaer Ö, Doğan A, Gürbüz R. Polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş akrilik resinlerin kırılmaya karşı dirençleri. AOT. 1995;12(1):69-74.
141. Li Y. Fiberle Güçlendirilmiş Posterior Kompozit Restorasyonlar. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi, 2022, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Esra YILDIZ).
142. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. J Prosthet Dent. 2002;88(5):485-90.
143. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. J Prosthodont. 1996;5(4):270-6.
144. Keyf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. J Oral Rehabil. 2003;30(11):1142-8.
145. Stipho H. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. J Prosthet Dent. 1998;79(5):580-4.

146. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury ÁH, Tay F, et al. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32(12):1174-7.
147. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater J.* 2002;18(8):596-602.
148. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater J.* 2004;20(1):29-36.
149. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *Chinese J Dent Res.* 2011;14(1):15.
150. Waltimo T, Tanner J, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of *Candida albicans* to the surface of polymethylmethacrylate-E glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1).
151. Vallittu PK, Ruyter I, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont.* 1998;11(4).
152. Candan Ü, Eronat N, Önçağ Ö. Clinical performance of fiber-reinforced nanofilled resin composite in extensively carious posterior teeth of children: 30-month evaluation. *J Clin Pediatr Dent.* 2013;38(1):1-6.
153. Kolesov YI, Kudryavtsev MY, Mikhailenko NY. Types and compositions of glass for production of continuous glass fiber. *Glass Ceram.* 2001;58(5):197-202.
154. Lukkassen D, Meidell A. *Advanced Materials and Structures and Their Fabrication Processes.* Norway: Narrik University College; 2003.
155. Meriç G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(3):258-64.
156. Harrison A, Constantinidis V, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *The Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1997;5(1):39-42.
157. Ladizesky N, Pang M, Chow T, Ward I. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J.* 1993;38(1):28-38.
158. Candan Ü, Eronat N. Fiberle Güçlendirilmiş rezin kompozitler. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;29(1):1-12.

159. Altınbilek N. Fiberle Güçlendirilmiş Periodontal Splintler ve Anterior Diş Eksikliklerinde Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Köprülerin Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2018, Konya (Danışman: Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ).
160. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):388-95.
161. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):170-4.
162. Levent H, Karaağaçlıoğlu L. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. *AOT.* 2004;21(2):135-42.
163. Karaalioğlu O, Duymuş ZY. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin sabit bölümlü protez yapımında kullanımları. *Curr Res Dent Sci.* 2008;2:70-7.
164. Cogswell FN. Thermoplastic Aromatic Polymer Composites: A Study of the Structure, Processing and Properties of Carbon Fibre Reinforced Polyetheretherketone and Related Materials. Oxford: Elsevier; 2013.
165. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs.* 2006;20(1):53-8.
166. Uzun G, Keyf F. Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: polietilen fiber post. *Clin Dent Res.* 2007;31(2):43-8.
167. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent.* 1996;9(5):230-2.
168. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am.* 1999;43(1):7-35.
169. Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo DN. Immediate and indirect woven polyethylene ribbon--reinforced periodontal-prosthetic splint: a case report. *Quintessence Int.* 1995;26(4).
170. Smidt A. Esthetic provisional replacement of a single anterior tooth during the implant healing phase: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):598-602.
171. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont.* 1998;7(3):170-6.
172. Garoushi SK, Lassila L, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(5):10-7.
173. Garoushi S, Vallittu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine.* 2006;1(1):73-82.

174. Uzun G. Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde liflerin kullanımı. Clin Dent Res. 2000;24(3-4):70-6.
175. Mosharraf R, Torkan S. Fracture resistance of composite fixed partial dentures reinforced with pre-impregnated and non-impregnated fibers. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012;6(1):12-16.
176. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. Mater Sci Eng C. 2015;47:26-39.
177. Vallittu P. Experiences of using glass fibers with multiphase acrylic resin systems. Theoretical background and clinical examples. The First International Symposium on Fiber-reinforced Plastics in Dentistry, Institute of Dentistry and Biomaterials Project, University of Turku, Finland, 1999.
178. Alp Y. Cam Fiberle Kuvvetlendirilmiş PMMA (Polimetilmetakrilat) Kaide Reçinelerin Mukavemetlerinin İncelenmesi. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Yüksek Lisans Tezi, 2002, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Serdar SALMAN).
179. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. J Am Dent Assoc. 2002;133(11):1524-34.
180. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthet Dent. 1999;81(5):616-20.
181. Keyf F, Uzun G. The effects of glass fiber reinforcement at different concentrations on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of a provisional fixed partial denture resin. J Biomater Appl. 2001;16(2):149-56.
182. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. Quintessence Int. 1997;28(1):39-44.
183. Vallittu P. Use of woven glass fibres to reinforce a composite veneer. A fracture resistance and acoustic emission study. J Oral Rehabil. 2002;29(5):423-9.
184. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. Clin Oral Implants Res. 2001;12(2):174-8.
185. Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. J Prosthet Dent. 2002;88(4):449-54.
186. Fennis WM, Tezvergil A, Kuijs RH, Lassila LV, Kreulen CM, Creugers NH, et al. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. Dent Mater J. 2005;21(6):565-72.

187. Özbaş H, Öztürk E, Kocaelli H. Travmatik diş yaralanmalarında splint uygulamaları. J Istanbul Univ Fac Denti. 2012;41(4):45-50.
188. Kırzioğlu Z, Özay Ertürk MS. Success of reinforced fiber material space maintainers. J Dent Child. 2004;71(2):158-62.
189. Kargul B, Çağlar E, Kabalay U. Glass fiber-reinforced composite resin as fixed space maintainers in children: 12-month clinical follow-up. J Dent Child. 2005;72(3):109-12.
190. Artun J, Marstrander P. Clinical efficiency of two different types of direct bonded space maintainers. ASDC J Dent Child. 1983;50(3):197-204.
191. Vallittu PK, Närhi TO, Hupa L. Fiber glass–bioactive glass composite for bone replacing and bone anchoring implants. Dent Mater J. 2015;31(4):371-81.
192. Al-Harbi F, Nathanson D. In vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. J Prosthet Dent. 2003;90(6):547-55.
193. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. J Adhes Dent. 2003;5(2):153-162.
194. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. Dental Clinics. 2004;48(2):545-62.
195. Baratieri LN, Monteiro S Jr, Andrada MAC. Esthetics: Direct Adhesive Restorations on Fractured Anterior Teeth. Chicago: Quintessence Publishing Company; 1998.
196. Yeniçeri Özata M. Maksiller Santral Diş Uygulanan Farklı Post Materyallerinin Stres Dağılımının Değerlendirilmesi: Mikro Bilgisayarlı Tomografi Verilerine Dayalı Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2018, Diyarbakır (Danışman: Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL).
197. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth: restorative concepts and techniques. Dent Clin North Am. 1984;28(4):923-51.
198. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. J Prosthet Dent. 1999;82(6):643-57.
199. Smith C, Schuman N. Prefabricated post-and-core systems: an overview. Compend Contin Educ Dent. 1998;19(10):1013-8.
200. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. Quintessence Int. 1998;29(5):305-12.

201. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. Ankara: Polat Yayınları; 1998.
202. Kwiatkowski SJ, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont*. 1989;2(1):51-5.
203. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *PPAD*. 1995;7(5):83-94.
204. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post–core applications. *J Oral Rehabil*. 2005;32(6):427-32.
205. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil*. 2002;29(2):175-83.
206. Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. A systematic review of dowel (post) and core materials and systems. *J Prosthodont*. 2009;18(6):464-72.
207. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*. 1993;70(1):11-6.
208. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):527-32.
209. Göncü Başaran EG. Geçmişten günümüze post sistemleri. *Curr Res Dent Sci*. 2013;23(Suppl 7):150-6.
210. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004;30(5):289-301.
211. Tortopidis D, Kourtis S, Kountouras K. Restoration of endodontically treated anterior teeth with cast metallic post or prefabricated fibre post placement: 2 case reports and critical literature review. *BJDM*. 2015;19(2):86-91.
212. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006;25(1):145-50.
213. Dilber E, Ok E, Baytaroğlu EN, Kalkan A. Post sistemlerinde popüler yaklaşımlar ve fiber postların klinik çalışmaları. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2016;37:10-6.
214. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):421-7.

215. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18(8):596-602.
216. Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health.* 1996;86(2):23-30.
217. Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire: le Composipost (1). *Chir Dent Fr.* 1990;60(540):131-41.
218. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):431-7.
219. Lee K, Kelly D, Kennedy Jr G. Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicol Appl Pharmacol.* 1983;71(2):242-53.
220. Lassila LV, Tezvergil A, Lahdenperä M, Alander P, Shinya A, Shinya A, et al. Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontol Scand.* 2005;63(4):196-204.
221. Bateman G, Ricketts D, Saunders W. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003;195(1):43-8.
222. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod.* 2002;28(9):629-33.
223. Darvishi F, Oskoe PA, Chaharom MEE, Ajami AA, Kimyai S. Fracture resistance of over flared endodontically treated central incisors restored with multiple prefabricated and custom-made glass fiber posts. *Front Dent.* 2020;17:37.
224. Reis JMdsN, Oliveira CRdM, Reis EG, Mascaro BA, Abi-Rached FdO. One-step fiber post cementation and core build-up in endodontically treated tooth: A clinical case report. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32(1):5-11.
225. Rosato DV, Rosato DV. *Reinforced Plastics Handbook.* 3rd ed. Oxford: Elsevier; 2004.
226. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J.* 1988;164(4):109-13.
227. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium.* 1993;14(6):800.
228. Ayna B, Ayna E, Çelenk S. Endodontic and prosthetic treatment of teeth with periapical lesions in a 16-year-old-girl. *J Appl Oral Sci.* 2010;18:201-6.

229. Barutçigil C, Harorli OT, Yildiz M. Restoration of crown fractures with a fiber post, polyethylene fiber and composite resin: a combined restorative technique with two case reports. *Arch Oral Res.* 2009;5(1):73-77.
230. Barutçigil Ç, Barutçigil K, Özarslan MM, Dünder A, Yilmaz B. Color of bulk-fill composite resin restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(2):E3-E8.
231. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater J.* 2011;27(4):348-55.
232. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: a review of the current literature. *J Investig Clin Dent.* 2018;9(3):e12330.
233. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):95-102.
234. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2015;123(1):53-60.
235. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dent Mater J.* 2016;35(3):418-24.
236. Eapen AM, Amirtharaj LV, Sanjeev K, Mahalaxmi S. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with 2 different fiber-reinforced composite and 2 conventional composite resin core buildup materials: an in vitro study. *J Endod.* 2017;43(9):1499-504.
237. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29(8):835-41.
238. Garlapati TG, Krithikadatta J, Natanasabapathy V. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with short fiber composite used as a core material-An in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2017;61(4):464-70.
239. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Illinois: Quintessence Publishing; 1987.
240. Powers JM. Mechanical Properties. In: Powers JM, Sakaguchi RL, eds. *Craig's Restorative Dental Materials.* 12th ed. Missouri: Mosby; 2006, p:51-96.
241. Spear F. Fundamental occlusal therapy consideration. In: McNeill C, ed. *Science and Practice of Occlusion.* Illinois: Quintessence Int; 1997.

242. Falakaloğlu S. Biyolojik Dentin Post Kullanarak Kök Kanalının Rekonstrüksiyonu: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2016, Diyarbakır (Danışman: Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL).
243. O'brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Illinois: Quintessence Int; 2002.
244. Chabrier F, Lloyd C, Scrimgeour S. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. Dent Mater J. 1999;15(1):33-8.
245. Zienkiewicz O, Taylor R. The Finite Element Method. New York: McGraw-Hill; 1977.
246. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
247. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005;26:107-16.
248. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent. 2006;31(1):89-96.
249. Çınar D. İki Farklı Kemik Tipinde Kron/Implant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007, Ankara (Danışman: Doç.Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU).
250. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. Clin Oral Investig. 2011;15(3):403-8.
251. Kydd WL, Mandley J. The stiffness of palatal mucoperiosteum. J Prosthet Dent. 1967;18(2):116-21.
252. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. Prog Polym Sci. 2001;26(4):535-76.
253. Şahin MK. Dört Farklı Cam Fiber Postun In Vitro Bükülme Dirençlerinin ve Sonlu Eleman Metodu İle Stres Dağılımlarının Analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Neşe AKAL).
254. Kaleli N, Ural Ç. Hibrid abutment kron restorasyonlarda implant-abutment bağlantısının implant, abutment ve bazal vidadaki stres dağılımı üzerindeki etkisinin incelenmesi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci. 2020;26(1):43-50.

255. Barreto BCF, Van Ende A, Lise DP, Noritomi PY, Jaecques S, Sloten JV, et al. Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. *Clin Oral Investig*. 2016;20(5):959-66.
256. Fidancıoğlu Y. Travmatize Dişere Uygulanan Farklı Splint Türlerinin Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2020, Konya (Danışman: Doç. Dr. Emre KORKUT)
257. Pornamazeh T, Geramy A, Heidari S, Rajabizadeh M, Kamali E, Ghadirian H. Comparison of the debonding force of metal, glass and polyethylene Fiber reinforced composite retainers: Mechanical and finite element analyses. *Int Orthod*. 2022;20(4):100685.
258. Petti S, Glendor U, Andersson L. World traumatic dental injury prevalence and incidence, a meta-analysis—One billion living people have had traumatic dental injuries. *Dent Traumatol*. 2018;34(2):71-86.
259. Akyildiz M, Dogusal G, Daloglu M, Guzel G, Keles S, Sonmez I. Traumatic dental injuries of children in Aydin, Turkey: A retrospective study. *Meandros Med Dent J*. 2017;18(3):189-193.
260. Atabek D, Alaçam A, Aydintuğ I, Konakoğlu G. A retrospective study of traumatic dental injuries. *Dent Traumatol*. 2014;30(2):154-61.
261. Zengin A, Celenk P, Sumer A, Cankaya S. Evaluation of traumatic dental injuries in a group of Turkish population. *Niger J Clin Pract*. 2015;18(1):86-9.
262. Elbay M, Elbay ÜŞ, Uğurluel C, Kaya C. Bir üniversite hastanesindeki pedodonti kliniğine başvuran 156 dental travma olgusunun değerlendirilmesi: Retrospektif araştırma. *Selcuk Dent J*. 2016;3(2):48-55.
263. Andreasen FM. Histological and bacteriological study of pulps extirpated after luxation injuries. *Dent Traumatol*. 1988;4(4):170-81.
264. Andreasen J, Andreasen F, Skeie A, Hjørting-Hansen E, Schwartz O. Effect of treatment delay upon pulp and periodontal healing of traumatic dental injuries—a review article. *Dent Traumatol*. 2002;18(3):116-28.
265. Ravn J. Follow-up study of permanent incisors with enamel-dentin fractures after acute trauma. *Eur J Oral Sci*. 1981;89(5):355-65.
266. Andreasen J. The influence of traumatic intrusion of primary teeth on their permanent successors. A radiographic and histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1976;5(5):207-19.
267. Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol*. 2006;22(3):154-6.

268. Bortoluzzi E, Souza E, Reis JdS, Esberard R, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J*. 2007;40(9):684-91.
269. Olsen JL. Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma. University of North Carolina, Master's Thesis, 2013, Chapel Hill (Advisor: Lorne KOROLUK, MSD).
270. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425-32.
271. Rao A, Rao A, Shenoy R. Mineral trioxide aggregate-a review. *J Clin Pediatr Dent*. 2009;34(1):1-8.
272. Koriath T, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997;8(1):90-104.
273. Belli S, Çelik K, Akbulut MB, Güneşer MB, Eraslan O, Eskitaçcioğlu G. Are dentin posts biomechanically intensive?: a laboratory and FEA study. *J Adhes Sci Technol*. 2014;28(24):2365-77.
274. Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Júnior A, Braz R, Garbin C. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent*. 2009;34(2):223-9.
275. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater J*. 2009;25(10):1285-92.
276. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*. 2010;34(3):281-5.
277. Davide A, Raffaella A, Marco T, Michele S, Syed J, Massimo M, et al. Direct restoration modalities of fractured central maxillary incisors: A multi-levels validated finite elements analysis with in vivo strain measurements. *Dent Mater J*. 2015;31(12):e289-e305.
278. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater J*. 2004;20(7):623-9.
279. Ho M-H, Lee S-y, Chen H-H, Lee M-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):367-72.
280. Poiate IAVP, Vasconcellos ABd, Poiate Junior E, Dias KRHC. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res*. 2009;23:161-8.

281. da Silva B, Moreira Neto J, da Silva Jr F, de Aguiar A. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2013;16(2):158-64.
282. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod.* 2006;32(4):350-3.
283. Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dent Mater J.* 2001;20(3):227-36.
284. Majorana A, Bardellini E, Conti G, Keller E, Pasini S. Root resorption in dental trauma: 45 cases followed for 5 years. *Dent Traumatol.* 2003;19(5):262-5.
285. Helkimo E, Carlsson GE, Carmeli Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehabil.* 1975;2(4):397-406.
286. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium--partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):189-194.
287. Stróżyk P, Bałchanowski J. Modelling of the forces acting on the human stomatognathic system during dynamic symmetric incisal biting of foodstuffs. *J Biomech.* 2018;79:58-66.
288. Yaman D, Karacaer Ö, Sahin M. Stress distribution of post–core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl.* 2004;18(3):163-77.
289. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese Med J.* 2006;119(04):305-11.
290. Coelho P, Calamia C, Harsono M, Thompson V, Silva N. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dent Mater J.* 2008;24(10):1297-303.
291. Vilela AB, Soares PB, Almeida GA, Veríssimo C, Rodrigues MP, Versluis A, et al. Three-dimensional finite element stress analysis of teeth adjacent to a traumatized incisor. *Dent Traumatol.* 2019;35(2):128-34.
292. Zhang L, Ye N, Aregawi WA, Fok A. Effect of chamfer design on load capacity of reattached incisors. *Dent Mater J.* 2021;37(7):1168-75.
293. Gulec L, Ulusoy N. Effect of Endocrown restorations with different cad/cam materials: 3D finite element and weibull analyses. *BioMed Res Int.* 2017;2017: ID5638683.
294. Türkün LS. Conservative restoration with resin composites of a case of amelogenesis imperfecta. *Int Dent J.* 2005;55(1):38-41.

295. Yılmaz C. Rezin Esaslı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Beyazlatıcı Diş Macununun Etkisi. Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2019, Afyonkarahisar (Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Özgür KANIK).
296. Lempel E, Lovász BV, Meszarics R, Jeges S, Tóth Á, Szalma J. Direct resin composite restorations for fractured maxillary teeth and diastema closure: A 7 years retrospective evaluation of survival and influencing factors. *Dent Mater.* 2017;33(4):467-76.
297. Sahin D, Kapdan A, Murat U, Hurmuzlu F. Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dent J.* 2011;12(1):22-8.
298. Nimet Ü, Ülkü SG. Son 10 yılda kompozit rezin restorasyonlar: in vivo ve in vitro çalışmalarla bir derleme. *Necmettin Erbakan Üniv Diş Hek Derg.* 2020;2(3):124-45.
299. Roeters JJ. Extended indications for directly bonded composite restorations: a clinician's view. *J Adhes Dent.* 2001;3(1):81-7.
300. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):399-404.
301. Candan Ü, Eronat N, Türkün M. Fiberle güçlendirmenin nanofil kompozitin eğme direncine etkisinin incelenmesi. *Curr Res Dent Sci.* 2015;25(1):13-20.
302. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.* 2007;35(9):731-6.
303. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):442-8.
304. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *Int Endod J.* 2011;44(5):407-15.
305. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90(4):402-16.
306. Çetintaş Ş. İmplant destekli mandibular overdenturelarda fiberle üretilmiş altyapıların stres analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2019, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Özgül KARACAER).
307. Aktaş G, Başaran EG, Güncü MB, Vallittu PK, Lassila LV. Fiber ile güçlendirme kompozit rezinlerin eğilme direncine etki eder mi? *Curr Res Dent Sci.* 2016;26(3):473-7.

308. Nagas E, Uyanik O, Altundasar E, Durmaz V, Cehreli ZC, Vallittu PK, et al. Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod.* 2010;36(6):1061-3.
309. VÄrlan C, Dimitriu B, VÄrlan V, Bodnar D, Suciu I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life.* 2009;2(2):165.
310. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res.* 2011;55(2):69-74.
311. Huysmans MC, Peters M, Plasschaert A, Van der Varst P. Failure characteristics of endodontically treated premolars restored with a post and direct restorative material. *Int Endod J.* 1992;25(3):121-9.
312. Huysmans M, Van der Varst P, Schäfer R, Peters M, Plasschaert A, Soltesz U. Fatigue behavior of direct post-and-core-restored premolars. *J Dent Res.* 1992;71(5):1145-50.
313. Murali Mohan S, Mahesh Gowda E, Shashidhar MP. Clinical evaluation of the fiber post and direct composite resin restoration for fixed single crowns on endodontically treated teeth. *Med J Arm Forces India.* 2015;71(3):259-64.
314. Lammi M, Tanner J, Le Bell A, Lassila L, Vallittu P. Restoration of endodontically treated molars using fiber reinforced composite substructure. *J Dent Res.* 2011;90:2517.
315. Tanner J, Tolvanen M, Garoushi S, Säilynoja E. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth-results of 2.5 year follow-up. *Open Dent J.* 2018;12(1):476-85.
316. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *J Dent.* 2016;52:70-8.
317. Halaçoğlu DM, Yamanel K. The effects of different base materials on the stress distribution of the endodontically treated teeth: 3D FEA. *Cumhuriyet Dent J.* 2019;22(1):56-65.
318. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):593-6.
319. Kimmel SS. Restoration and reinforcement of endodontically treated teeth with a polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. *Gen Dent.* 2000;48(6):700-6.

320. Erman G. Fiber ile Desteklenmiş Kompozit Rezin Postcore Restorasyonların, Diagonal Kuvvetler Karşısındaki Dayanıklılığının In-Vitro İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, 2001, Ankara (Danışman: Doç. Dr. Cumhuri ALTINTAŞ).
321. Özüdoğru S. Geniş Kuron Harabiyeti Olan Genç Daimi Dişlerde Fiber ile Güçlendirilerek Yapılan Kompozitlerin Klinik Başarısının ve In Vitro Ortamda Dayanıklılığının Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2020, Konya (Danışman: Prof. Dr. Gül TOSUN).
322. Ayna B, Celenk S, Atakul F, Uysal E. Three-year clinical evaluation of endodontically treated anterior teeth restored with a polyethylene fibre-reinforced composite. Aust Dent J. 2009;54(2):136-40.
323. Öz ÖP, Seçilmiş A, Aydın C. Post systems in prosthetic dentistry. Gaziantep Med J. 2015;21(1):51-5.
324. Kıvanç BH. Endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2006;Suppl(1):18-23.
325. Allison DA, Michelich RJ, Walton RE. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. J Endod. 1981;7(2):61-5.
326. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent. 1982;48(4):407-11.
327. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1984;51(6):780-4.
328. Al-Omiri MK, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: a finite element analysis study. J Am Dent Assoc. 2011;142(3):289-300.
329. Shillingburg HT, Jr., Kessler JC, Wilson EL, Jr. Root dimensions and dowel size. JCDA. 1982;10(10):43-9.
330. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehabil. 1997;24(12):882-7.
331. Bilgin M. Post Kor Sistemlerinin Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, Konya (Danışman: Prof. Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK).
332. Mehta S, Millar B. A comparison of the survival of fibre posts cemented with two different composite resin systems. Br Dent J. 2008;205(11):E23.
333. Erdemir U, Sancaklı H, Özel S, Yıldız E. Farklı adeziv simanlar ile simante edilen farklı fiber postların mikrosızıntılarının kantitatif olarak değerlendirilmesi. Curr Res Dent Sci. 2014;24(1):50-7.

334. Junior AdAG, Lopes MWF, da Silveira Gaspar G, Braz R. Comparative study of flexural strength and elasticity modulus in two types of direct fiber-reinforced systems. *Braz Oral Res.* 2009;23(3):236-40.
335. Belli S, Eraslan O, Eraslan O, Eskitascioglu M, Eskitascioglu G. Effects of NaOCl, EDTA and MTAD when applied to dentine on stress distribution in post-restored roots with flared canals. *Int Endod J.* 2014;47(12):1123-32.
336. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):360-7.
337. Ramesh P, Mathew S, Murthy SB, George JV, Hegde S, Premkumar R. Efficacy of Ribbond and a fibre post on the fracture resistance of reattached maxillary central incisors with two fracture patterns: a comparative in vitro study. *Dent Traumatol.* 2016;32(2):110-5.
338. Hunter A, Feiglin B, Williams J. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):166-72.
339. Franco ÉB, do Valle AL, de Almeida ALPF, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):30-4.
340. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Raposo LHA, Pedro Yoshito Noritomi M, Martins LRM. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod.* 2014;40(11):1874-8.
341. Cecchin D, Farina AP, Guerreiro CAM, Carlini-Júnior B. Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra-radicular posts of different lengths. *J Oral Rehabil.* 2010;37(2):116-22.
342. Adanır N, Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Bir Cam Fiber Post Sistemiyle Restore Edilmiş Üst Birinci Kesici Diş Modelinde Post Uzunluğunun Fpnksiyonel Kuvvetler Altında Oluşan Stres Dağılımına Etkisi. *Türk Dişhekimliği Dergisi.* 2005;59:8-13.
343. Di Fiore PM, Reyes A, Dorn SO, Cron SG, Ontiveros JC. Evaluation of a calcium silicate-based cement as a root reinforcement material for endodontically treated maxillary anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):35-41.
344. Bilgin S, Kahvecioğlu F. Kök ucu açık dişlerde sonlu elemanlar analizi kullanılarak farklı yönlerden gelen travmaların oluşturduğu streslerin değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J.* 202;7(2):318-25.
345. Scotti N, Scansetti M, Rota R, Pera F, Pasqualini D, Berutti E. The effect of the post length and cusp coverage on the cycling and static load of endodontically treated maxillary premolars. *Clin Oral Investig.* 2011;15(6):923-9.

346. Sorrentino R, Salameh Z, Zarone F, Tay FR, Ferrari M. Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Adhes Dent*. 2007;9(1):49-56.
347. Cheung G. Endodontic failures--changing the approach. *Int Dent J*. 1996;46(3):131-8.
348. Schiavetti R, Sannino G. In vitro evaluation of ferrule effect and depth of post insertion on fracture resistance of fiber posts. *Comput Math Methods Med*. 2012;2012:ID816481.
349. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):529-36.
350. Sevimli G, Cengiz S, Oruc MS. Endocrowns. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2015;49(2):57.
351. Akbaş M, Akbulut MB, Belli S. Sonlu elemanlar stres analizi ve endodontide kullanımı. *Eur J Res Dent*. 2021;5(2):99-108.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Özge	Soyadı	SÖNMEZ UZEL
Doğum Yeri	-	Doğum Tarihi	
Uyruğu	TC	Tel	
E-posta			

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Tezli Yüksek Lisans		
Tezsiz Yüksek Lisans	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lisans	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Levent Aydın Anadolu Lisesi	2013

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Arş. Gör.	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2020-2023

Yabancı Dil Sınav Notu

KPDS/ÜDS/YDS	TIPDİL/YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	52.5/55							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

10. EKLER

10.1. Etik Kurul Onay Sayfası



DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURUL KARARLARI



EFQM
Committed to excellence

Protokol No: 2022-18
Tarih: 30.03.2022

TANIMLAYICI BİLGİLER	
Sorumlu Araştırmacı Unvanı / Adı	Prof. Dr. Buket AYNA
Kurumu / Anabilim / Bilim Dalı	Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı
Araştırmacı (Protokol) Kodu	2022-18

Yürürlüğü Prof. Dr. Buket AYNA'nın yaptığı "Farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ile tedavi edilen kök kanal tedavili maksiller kesici dişlerde oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi" başlıklı, 2022-18 Protokol no.lu çalışma Etik Kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, Etik Kurallara **UYGUN OLDUĞUNA, Oy Çokluğu -Oy Birliği** ile karar verilmiştir.

DİĞER ARAŞTIRMACILAR

No	Unvanı	Adı / Soyadı
1	Di./ Araştırma Görevlisi	Özge SÖNMEZ UZEL

Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protektik Diş Tedavisi A.D.	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Seher Gündüz ARSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodonti A.D.	✓		
Raportör	Dr. Öğretim Üyesi Nedin GÜNEŞ	Diş.Hek.Fak. Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi A.D	✓		
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek. Fak. Periodontoloji A.D.			
Üye	Prof. Dr. Sema ÇELENK	Diş.Hek. Fak. Çocuk Diş Kliniği A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Selahattin ATMACA	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D			
Üye	Prof. Dr. M. Zülküf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D.	✓		
Üye	Prof. Dr. Hasan AKKOÇ	Tıp Fak. Farmakoloji A.D.	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Elif Pınar BAKIR	Diş.Hek.Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.D	✓		
Üye	Av. Evrim DAŞ	D.Ü Hukuk Müşavirliği	✓		

v/v

11. ORJİNALLİK RAPORU

ORJİNALLİK RAPORU

%17

BENZERLİK ENDEKSİ

%14

İNTERNET KAYNAKLARI

%4

YAYINLAR

%5

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

acikbilim.yok.gov.tr

İnternet Kaynağı

%6

2

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

%2

3

Submitted to Hacettepe University

Öğrenci Ödevi

%1

4

acikerisim.medipol.edu.tr

İnternet Kaynağı

%1

5

nek.istanbul.edu.tr:4444

İnternet Kaynağı

%1

6

Submitted to Dicle University

Öğrenci Ödevi

%1

7

dergipark.org.tr

İnternet Kaynağı

%1

8

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%1