

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

**CAM FİBER VE ZİRKONYUM SERAMİK POSTLARIN ÜÇ FARKLI ADEZİV SİMAN
KULLANILARAK, TEK KÖKLÜ DİŞLERDE SİMANTASYONU SONUCU OLUŞAN
MİKROSİZİNTİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Ramiz Can ERBAŞAR

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Levent NALBANT

ANKARA
Eylül 2011

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

**CAM FİBER VE ZİRKONYUM SERAMİK POSTLARIN ÜÇ FARKLI ADEZİV SİMAN
KULLANILARAK, TEK KÖKLÜ DİŞLERDE SİMENTASYONU SONUCU OLUŞAN
MİKROSİZİNTİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Ramiz Can ERBAŞAR

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Levent NALBANT

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2010-
23 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Eylül 2011

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 20/09/2011

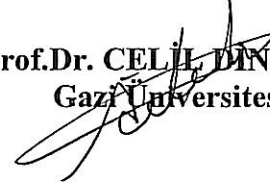
Prof.Dr. CİHAN AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı



Prof.Dr. LEVENT NALBANT
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. CELİL DİNÇER
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. DİLEK NALBANT
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. AYHAN GÜRBÜZ
Ankara Üniversitesi



İÇİNDEKİLER

İçindekiler	I
Resimler	V
Tablolar	VII
Semboller, Kısaltmalar	VIII
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. POST-KOR RESTORASYONLARI	4
2.1.1. Post-Kor Restorasyonlarının Birleşenleri	6
2.1.2. Post-Kor Restorasyonlarının Avantajları	7
2.1.3. Post-Kor Restorasyonlarının Dezavantajları	7
2.1.4. Post-Kor Restorasyonlarının Endikasyonları	8
2.1.5. Post-Kor Restorasyonlarının Kontraendikasyonları	9
2.1.6. Post-Kor Uygulamasında Tedavi Planlaması	9
2.1.7. Post-Kor Sınıflandırması	10
2.1.7.1 Post Yapım Şekillerine Göre	10
2.1.7.2. Kor Yapılarına Göre	10
2.1.7.3. Post Şekillerine Göre	11
2.1.7.4. Postlar Yapıldıkları Materyale Göre	11
2.1.7.1. Post Yapım Şekillerine Göre	12
2.1.7.1.1. Döküm Postlar	12
2.1.7.1.1.1. Döküm Post Avantajları	12
2.1.7.1.1.2. Döküm Post Dezavantajları	13
2.1.7.1.2. Prefabrik Post ve Korlar	13
2.1.7.1.2.1. Prefabrik Postların Avantajları	14
2.1.7.1.2.2. Prefabrik Postların Dezavantajları	14

2.1.7.1.2.3. Prefabrik Postların Sınıflandırması	15
2.1.7.1.2.3.1 Şekil Ve Yüzey Özelliklerine Göre	15
2.1.7.1.2.3.2 Retansiyon Özelliklerine Göre	15
2.1.7.1.2.3.3. Üretildikleri Malzemeye Göre	15
2.1.7.1.2.3.3.1. Metal Prefabrik Postlar	15
2.1.7.1.2.3.3.2. Metal Olmayan Prefabrik Postlar	15
2.1.7.1.2.4. Prefabrik Post – Kor Sistemlerinin Bileşenleri	24
2.1.8. Post Seçimini – Başarısını Etkileyen Faktörler	30
2.1.8.1 Koronal Bölgede Kalan Sert Doku Miktarı	30
2.1.8.2 Kök Morfolojisi Ve Kök Seçimi	30
2.1.8.3. Post Boşluğunu Hazırlanması	31
2.1.8.4. Post Boşluğunu Hazırlama Zamanı	33
2.1.8.5. Postun Yerleştirme Derinliği Ve Postun Çapı	34
2.1.8.6. Post Dizaynı	35
2.1.8.7. Postların Yüzey Özellikleri	35
2.1.8.8. Ferrule Etkisi	36
2.1.8.9. Korozyon	36
2.1.8.10. Hidrostatik Basınç	37
2.1.8.11. Post Materyalinin Biyouyumluluğu	37
2.1.8.12. Estetik	38
2.2.Yapıştırıcı Simanlar	38
2.2.1.Çinko Fosfat Siman	39
2.2.2.Çinko Polikarboksilat Siman	39
2.2.3.Cam İyonomer Siman	39
2.2.4.Rezin Simanlar ve Resin Simanların sınıflandırılması	40
2.2.4.1.Akrilik Resin Simanlar	41
2.2.4.2.Modifiye Akrilik Resin Simanlar	41

2.2.4.3.Kompozit Rezin Simanlar	42
2.2.4.3.1.Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar	42
2.2.4.3.2.Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar	44
2.2.4.3.3.Kimyasal Ve Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar	45
2.3.Dental Adeziv Sistemler ve Sınıflandırılması	46
2.3.1. Nesillerine Göre Sınıflandırılma	46
2.3.1.1.Birinci Nesil Dentin Bonding Sistemler	46
2.3.1.2.İkinci Nesil Dentin Bonding Sistemler	47
2.3.1.3.Üçüncü Nesil Dentin Bonding Sistemler	47
2.3.1.4.Dördüncü Nesil Dentin Bonding Sistemler	48
2.3.1.5.Beşinci Nesil Dentin Bonding Sistemler	54
2.3.1.6. Altıncı Nesil Dentin Bonding Sistemler	55
2.3.1.7. Yedinci Nesil Dentin Bonding Sistemler	56
2.3.2. Uygulama Basamaklarına Göre Sınıflandırma	57
2.3.3. Klinik Uygulamada Smear Tabakasındaki Etkilerine Göre sınıflandırma	58
2.3.4. Adezyon Mekanizmasına Göre Sınıflandırma	59
2.4. Post- Kor Restorasyonlarda ve Kök Dentininde Mikrosızıntı	64
2.4.1.Boya Sızıntı Yöntemi	65
2.4.2.Elektrokimyasal Sızıntı Yöntemi	66
2.4.3.Otoradyografi Yöntemi	66
2.4.4.Bakteriyel Sızıntı Yöntemi	67
2.4.5.İnsan Serum Sızıntı Yöntemi	67
2.4.6.Glikoz Penetrasyon Yöntemi	67
2.4.7.Sıvı Filtrasyon Yöntemi	68
2.5.Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Özellikleri	69
3. GEREÇ ve YÖNTEM	73

3.1. Dişlerin Toplanması	73
3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Yapılması	74
3.3. Post Boşluğunun Hazırlanması	76
3.4. Kullanılan Postlar ve Adeziv Simanlar	77
3.5. Postların Simantasyonu	80
3.5.1. Panavia F 2.0 Rezin Simanın Uygulanması	80
3.5.2. Smart Cem2 Rezin Simanın Uygulanması	81
3.5.3. Variolink Rezin Simanın Uygulanması	82
3.6. Kor Yapımı	84
3.7. Termalsiklus Yöntemi İle Yaşlandırma	86
3.8. Örneklerin Hazırlanması Ve Sızıntı Alanlarının Değerlendirilmesi	88
3.9. Örneklerin Sem İçin Hazırlanması	92
4. BULGULAR	93
4.1. Elde Edilen Sem Görüntüleri	105
5. TARTIŞMA	108
6. SONUÇLAR	124
7. ÖZET	125
8. SUMMARY	128
9. KAYNAKLAR	131
10. EKLER	156
11.ÖZGEÇMİŞ	158

RESİMLER

Resim 1: Araştırma için toplanan tek köklü, tek kanallı insan dişleri	74
Resim 2: Tork kontrollü rotary sistem	75
Resim 3: Ni-Ti eğeler	75
Resim 4: Sodyum hipoklorit	76
Resim 5: Rezin esaslı kanal dolgu patı	76
Resim 6: %17'lik EDTA	76
Resim 7: Guta-Perka	76
Resim 8: Cam fiber ve zirkonyum seramik post sistemleri	78
Resim 9: Post boşluğunu hazırlamak için kullanılan frezler	80
Resim 10: Lastik stoper ile belirlenen 9 mm post derinliğine göre post boşluklarının hazırlanması	80
Resim 11: PanaviaF 2.0 rezin siman	81
Resim 12: SmartCem2 rezin siman	82
Resim 13: Variolink II Professional Set rezin siman	84
Resim 14: Kompozit sistemi	84
Resim 15: Polimerizasyon için kullanılan ışın tabancası	85
Resim 16: Örnekleri içerisine yerleştirdiğimiz, su geçişine izin veren keseler	86
Resim 17: Termalsiklus cihazı	87
Resim 18: Etüv cihazı ve örneklerin etüv cihazına yerleştirilmesi	87
Resim 19: Sement yüzeyinin tırnak cilası ile kapatılması	87
Resim 20: Metilen mavisi	88
Resim 21: Örneklerin içerisinde saklandığı %2'lik metilen mavisi içeren kaplar	88
Resim 22: Örneklerin akar su altında temizlenmesi	89
Resim 23: Otopolimerizan akrilik rezin	89

Resim 24: Akrilik bloklara gömülen örnekler	90
Resim 25: Örnekleri su soğutması altında mikrokat cihazında kesilmesi	90
Resim 26: Mikrokat ile kesilen kök dilimlerinin 2x büyütme ile elde edilen görüntüleri	90
Resim 27: Dental mikroskop	91
Resim 28: 10x büyütme ile elde edilen kök dilimlerinin görüntüsü	91
Resim 29: AutoCad® programı ile yüzeylerin ölçülmesi	92
Resim 30: SEM Cihazı	92
Resim 31: 400x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin, siman ve post	105
Resim 32: 1600x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında gözlemlenen aralık. Bu aralıklar daha çok siman film kalınlığının daha fazla olduğu kronal bölgeye ait kök dilimlerinde gözlemlenmiştir	105
Resim 33: 1600x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında gözlemlenen aralık. Orta bölgeye ait bu kök dilimde kronal bölgeye oranla daha az aralanma mevcuttur	106
Resim 34: 1600x büyütme ile elde edilen apikal kök dilimine ait sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında oldukça az bir aralık bulunmaktadır	106
Resim 35: 1500x büyütme ile elde edilmiş Sem görüntüsü. D: Dentin, HT: Hibrit Tabaka, RS: Resin Siman, FP: Fiber Post	107
Resim 36: 6000x büyütme ile elde edilen Sem görüntüsü. Dentin ve rezin simanda görülen ayrılma	107

TABLULAR

Tablo 1 : Dental Bonding Ajanlar	57
Tablo 2 : Kullanılan Rezin Simanlar ve Post Sistemleri (Bağlayıcı ve İçerikleri)	Ajanlar 79
Tablo 3 : Kompozit ve Bond Sisteminin İçeriği	85
Tablo 4 : PanaviaF 2.0 rezin simanı ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri	94
Tablo 5 : SmartCem2 rezin simanı ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri	95
Tablo 6 : Variolink II Professional Set rezin simanı ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri	96
Tablo 7 : Verilerin normal dağılıp dağılmadığının Q-Q Plot çizimi ile gösterilmesi	97
Tablo 8 : Bir örneklem Kolmogorov-Smirnov testi	98
Tablo 9 : Varyans Homojenliği testi	98
Tablo 10 : ANOVA tablosu	99
Tablo 11 : Çoklu karşılaştırmalar	100
Tablo 12 : Grup istatistikleri	101
Tablo 13 : Altı grubun birbirleri ile karşılaştırılması	103

SEMBOLLER, KISALTMALAR

- Bis-GMA** : Bisfenol-A-glisidil-metakrilat.
- HEMA** : 2-Hidroksietilmetakrilat.
- TEG-DMA** : Trietilen Glikol Dimetakrilat.
- UDMA** : Üretan Dimetakrilat.
- NTG-GMA** : N-Toliglisin Glisidil Metakrilat.
- PMMA** : Poli Metil Metakrilat.
- EDMA** : Etilen glikol dimetakrilat.
- ASPA** : Alüminyum Silikat Poliakrilik Asit.
- NPG-GMA** : N-Fenil Glisidil Metakrilat.
- EDTA** : Etilendiamin Tetraasetik Asit.
- PMDM** : Piromellitik Dietil Metakrilat.
- BPDMA** : Bifenol Dimetakrilat.
- 4-META** : 4-Metakriloksietil Trimellitik Asit.
- MDP** : 10-Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat.
- ZrO₂-TZP** : Zirkonyum dioksit-Tetragonal Zirkonya Polikristalin.
- Y₂O₃** : Yttrium Oksit.
- PENTA** : Fosfat Penta Akrilat.
- NaN₃** : Sodyum Azide.
- Al₂O₃** : Alüminyum Oksit.
- NaOCl** : Sodyumhipoklorit.
- MPa** : Megapaskal.
- GPa** : Gigapaskal.
- H₂O₂** : Hidrojen Peroksit.
- SEM** : Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz dişhekimliğinin temel amaçlarından bir tanesi, çeşitli etkenler nedeniyle oluşan diş dokusu kayıplarını gidermek ve bu yolla kaybedilen fonksiyon, fonasyon, estetik, yapısal bütünlük ve hasta moralini iade etmektir.

Kaybedilen diş dokularının onarımı için geçmişten günümüze teknoloji ve malzemelerin gelişimine paralel seyir gösteren tedavi yöntemleri ortaya konulmuştur. Önceleri dişlerin sadece kronları restore edilmeye çalışılmıştır. Ancak günümüzde kanal tedavisi, çürük, travma, daha önce yapılmış restorasyonlar nedeniyle aşırı madde kaybına uğrayan dişlerde, kök yapısını da restorasyon içine katan post-kor uygulamaları geniş kabul görmekte ve rutin olarak uygulanmaktadır^{1,2}. Böylece diş; yapısından mümkün olduğunca faydalanılarak ağızda tutulmaya çalışılmaktadır.

Post-kor restorasyonların yapımında, post materyali olarak uzun yıllar boyunca sadece metal alaşımları kullanılmıştır. Metalik postlar üstün fiziksel özelliklerinden dolayı dişhekimliğine uzun yıllar hizmet etmişlerdir. Ancak bu postların ışık geçirme özelliklerinin olmaması, zamanla korozyona uğrayarak diş ve periodontal dokularda korozyon ürünlerinin birikimine bağlı renk değişikliği oluşturmaları, kökte kontrolsüz stres noktaları oluşturmaları ve kök kırıklarına neden olmalarından dolayı metal olmayan post sistemleri gündeme gelmiştir^{1,3}.

Restoratif materyallerin gelişimi ve çeşitlenmesiyle birlikte post-kor restorasyonların yapımında kullanılacak alternatif materyal arayışı devam etmektedir. Özellikle kron yapımı için tam seramiklerin kullanıma sunulması, tam seramik restorasyonların estetik ve optik özellikleriyle uyumlu post materyali arayışına neden olmuştur. Bu nedenlerden dolayı güçlendirilmiş seramikler post yapımı için kullanılmaya

başlanmıştır. Daha sonraki dönemde; metal ve güçlendirilmiş seramik postlarla ilgili yaşanan biyomekanik sorunların yanı sıra, araştırmacıları hem estetik hem de biyomekanik avantajlara sahip yeni materyaller arayışına yöneltmiş ve sonuçta fiberle güçlendirilmiş kompozit postların gelişim süreci başlamıştır⁴. Tüm bu arayışlar neticesinde, öncelikle geliştirilen karbon fiber postlar sağladıkları üstün mekanik avantajlarına rağmen, koyu renk olmalarından dolayı estetik bölgelerde kullanımı oldukça kısıtlı olmuştur. Günümüzde ise geliştirilen diş rengiyle uyumlu cam fiber postlar ve zirkonyum seramik postlar hızla popülerlik kazanmış ve kullanımları her geçen gün daha da yaygınlaşmaktadır.

Teknolojik gelişmelere paralel olarak devam eden dişhekimliğinde, yeni materyal arayışı bize yeni bir materyal olan zirkonyumu sunmuştur. Dayanıklılık ve korozyona karşı direnç özelliklerinden dolayı zirkonyum; implantolojide implant materyali olarak, ortodontik tedavide ortodontik braket yapımında, protetik restorasyonlarda post materyali olarak, kron-köprü restorasyonlarında alt yapıyı kuvvetlendirmek için ve restoratif tedavide kompozit rezin içine farklı oranlarda ilave edilerek kompozit materyalini kuvvetlendirmek için dişhekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır^{5,6}.

Uygulanacak olan postların sahip oldukları biyomekanik özelliklerinin yanı sıra bu postların simantasyonu da büyük önem taşımaktadır. Klasik simanlara göre adeziv simanlar, restorasyonların diş kimyasal olarak güçlü ve uzun süreli bir bağlantı oluşturulma konusunda daha başarılıdırlar. Adeziv simantasyon sistemleri; bonding ajanların ve onunla uyumlu olan rezin esaslı simanların belirli bir uygulama sırasını takip ederek restorasyon ile diş dokusu arasındaki bağlantı esasına dayanmaktadır⁷.

Adeziv simanların tutuculuk özelliklerinin iyi olmasına karşın, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak gelişen mikrosızıntı

dezavantajdır⁸. Polimerizasyon büzülmesi yüzey alanlarında stres birikimine, kavite-restorasyon arasında boşluklar oluşumun ve buna bağlı olarak postoperatif hassasiyete, mikrosızıntıya, bakteri geçişine, pulpal hassasiyete, sekonder çürük oluşumuna, post ve kök dentini arasındaki bağlantının zayıflamasına neden olmaktadır⁹.

Adeziv simantasyon sistemlerinin, cam fiber ve zirkonyum esaslı postlarda, simantasyon sonrasında post kavitelerinde oluşan mikrosızıntıyı inceleyen çalışma sayısı kısıtlıdır. Farklı adeziv simantasyon ajanlarının post kavitelerindeki mikrosızıntı üzerine etkisinin incelenmesi sonucunda elde edilecek sonuçların klinik uygulamalar için yol gösterici olacağı düşünülmektedir.

Bu invitro araştırmada üç farklı tip adeziv rezin siman sistemi ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postlar ile restore edilmiş insan alt premolar dişlerinde, termalsiklus ve suda bekletme gibi yapay yaşlandırma işlemleri sonrası kök dentininde oluşabilecek mikrosızıntının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Post - Kor Restorasyonları

Dişlerin klinik kronları; çürük, çürük ilerleyişini önlemek ve diş korumak amacıyla yapılacak restorasyonlara hazırlık aşamasında (extension for prevention), eski restorasyonlar, erozyon, abrazyon, atrizyon veya travma nedeniyle, çürüğün olmadığı fakat endodontik tedavinin gerektiği durumlarda doku kaybına uğrayabilirler.

Aşırı doku kayıpları sonucunda, bir restorasyona desteklik yapacak koronal diş dokusunun yeterli olmadığı durumlarda, kayıp dokuların yerini alacak bir yapıya veya sisteme gereksinim vardır. Uygulanan endodontik tedavi sonucunda vitalitesini kaybeden ve dehidrasyona uğrayan dişler, streslere karşı dayanıksız ve zayıf destekler haline gelebilirler. Fonksiyonel kuvvetler karşısında kırılabilirliği artmış, koronal dokusunun büyük bir kısmını kaybetmiş endodontik tedavili dişlere uygulanan restoratif işlemlerin önemli bir kısmını, post-kor sistemleri oluşturmaktadır. Bu sistemlerde post, kök kanalı içine uygulanırken; kor bölümü ise dişin koronal kısmını desteklemekte ve tamamlamaktadır. Post-kor uygulamalarında amaç; zayıflamış diş stresten ve kök kırılmasından korumak, dişin kökünden destek alarak fonksiyon için restorasyona yeterli dayanıklılık ve tutuculuk sağlayarak kronu desteklemektir¹⁰.

Kron kaybına uğrayan dişlere ait ilk restorasyonlara 16.yy'ın sonlarında rastlanmaktadır. Kemikten oyularak yapılmış bir protez ve bu protezi destekleyen iki gümüş post bu konudaki ilk örneklerdendir¹¹. Literatürlerden elde edilen bilgilere göre, araştırmacıların büyük çoğunluğu günümüzdeki post-kor restorasyonlarına önderliği, 18 yy.da Pierre Fauchard'ın yaptığı konusunda birleşmektedir^{11,12,13}. Pierre Fauchard ilk

olarak 1742'de tahta postların kullanımını kronu desteklemek için önermiştir. Tahta postların su emerek genişmesi retansiyonu arttırmıştır. Ancak tahta postların ağız içerisinde çok kısa sürede çürüdüğü, koku yaptığı ve kullanılamaz hale geldiği görülmüştür¹⁴. Harris 1839'da gümüş, bakır ve pirincin koroziv özellikleri olduğunu, bu postların yerine altın ve platin postların kullanımını önermiştir. 18.yy'da Tones, o zamanlara ait kısıtlı veri olmasına rağmen bugünküne çok yakın olan kök kanalının şekillendirilmesi ve temizlenmesi gibi endodonti prosedürlerini ve post boyutlarının prensipleirini ortaya koymuştur¹⁵. 1887'de Davis, dişin kanalı içine giren bir post ve bunun üzerine seramik fasetli bir metal kron ile pivo yapmıştır. 1889'da Richmond; mil, kron ve bu ikisi arasına kökün servikal yüzünü örten ara parçayı tasarlayarak kendi adı ile anılan milli kronları tanıtmıştır. Zamanla Davis ve Richmond pivoların yerine tek parça döküm postlar yapılmaya başlansa da klinik ve laboratuvar çalışmalarının zor olması ve klinik kronun tamamen ortadan kaldırılmasını gerektiren preperasyon gerekliliği bu tür pivolardan vazgeçilmesine neden olmuştur³². 1950 yılında Harst Uglig, bugünkü post-kor yapılarının benzerlerini yapmıştır. 1976'da Caputo ve Studlee adlı araştırmacılar, pin ve postların endikasyonlarını açıklamışlardır ve 1978'de Miller, post-korlarda direkt model tekniğini geliştirmişlerdir¹⁶.

Dental materyal bilimindeki belirgin gelişmeler sonucunda, 1999 yılında güvenilir bonding sistemlerinin tanıtılmasıyla birlikte geliştirilen fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ve güçlendirilmiş seramikler, yeni bir jenerasyon olan diş rengindeki post sistemelerini gündeme getirmiştir¹⁵. 1989'da Kwiatkowski ve Geller, cam seramik post-korların klinik uygulamalarını ve 1991'de Kern ve Knode, cam infiltre edilmiş alüminyum oksit seramikten yapılmış post-korları tanıtmıştır. 1995'te Pissis, tek komponent olarak hazırlanabilen cam seramik materyalden yapılan post-korları önermiştir. 1994'te Sandhaws ve Pasche, zirkonyum endodontik post ile direkt kompozit rezin kor ve 1998'de

Ahmad, zirkonyum endodontik post ile l sitle güçlendirilmiş seramik kor'un pratik uygulamasını sunmuřlardır¹⁵.

Bugünkü tedavi yöntemleri ise; en az madde kaybı ile mümkün olduğu kadar doğal diş dokularından yararlanma yönünde olmaktadır.

2.1.1. Post - Kor Restorasyonlarının Birleşenleri:

Post kor sistemleri kök içinde ve koronal kısımda olmak üzere iki ana bölümde incelenebilir¹⁷.

Post: Kök kanalının 2/3 kısmına kadar uzanan destek ve retansiyonu sağlayan bölümdür. İdeal bir post, geride kalan diş yapılarına stres oluşturmadan gerekli retansiyonu sağlar. Postu görevi, çiğneme kuvvetlerini kök boyunca dağıtarak dişin kırılma riskini azaltmaktadır¹⁸.

Post, dişi kuvvetlendirmez ya da geriye kalan dentin dokusunun kırılmaya karşı direncini arttırmaz. Bu nedenle maksimum tutuculuğu sağlayan, geriye kalan diş yapısını zayıflatmayan bir post sistemini seçmek  nemlidir^{19,20,21,22}.

Kor: Restorasyonun post ile birleşen, prepare edilmiş diş formunu temsil eden kron kısmıdır. Kor, postun koronal uzantısı olarak düşünülebilir. Kor'un ana fonksiyonu; görülebilir ve kabul edilebilir bir platform oluşturarak bitmiş restorasyonun tutuculuğunu arttırmak ve restorasyona gelen kuvvetleri uygun şekilde alttaki diş yapısına iletmektir²³.

2.1.2. Post - Kor Restorasyonların Avantajları²³ :

1. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu ile dişler sabit protezlerin desteklenmesinde kullanılabilir,
2. Protetik restorasyon marjinal olarak olarak veya diğer bölümlerinde başarısızlık gösterdiğinde intrakoronal restorasyonun yenilenmesini gerektirmez,
3. Yüzey alanının artması restorasyonun retansiyonunu artırır,
4. Postlar kron ve kök arasında bir stres iletimi ve destek mekanizmasıdır,
5. Postlar, aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda retansiyon için son çaredir,
6. Post kor yapı restorasyonda kullanılacak döküm alaşım miktarını azaltmaktadır,
7. Döküm şeklinde hazırlanmayan postlarda , dişteki andırkatların doldurulması imkanı vardır. Böylece döküm üst yapı restorasyonu yapıldığında kaldırılması gereken diş yapıları da korunmaktadır.

2.1.3. Post - Kor Restorasyonların Dezavantajları²⁶ :

1. Post'un yerleştirilmesi ek bir işlem ve süre gerektirir,
2. Dişin post için uygun hale getirilmesi işlemi; dişte daha fazla madde kaybına yol açabilir,
3. Düzgün olmayan veya aşırı geniş bir yuvaya simante edilen bir post, yapılacak kor için yetersiz olup başarısızlığa yol açabilir,

4. Tekrar bir endodontik tedavi gerekli olursa post, bu tedaviyi engelleyebilir ve/veya çeşitli komplikasyonlara yol açabilir,

5. Endodontik tedavili dişlerin kırılma direnci, kalan destek diş dokusu ile doğru orantılıdır. Kalan diş doku miktarı azaldıkça dişin kırılma direnci ve dayanıklılığı azalır^{10,24,27}. Bu gibi klinik durumlarda post kor sistemleri kullanılmamalıdır.

2.1.4. Post - Kor Restorasyonların Endikasyonları^{10,24,28} :

1. Pulpada geri dönüşümsüz hasarın bulunmadığı durumlarda,

2. Diş kron yapısının % 60' tan fazlasının kaybında veya geride kalan diş yapıları ebat, lokalizasyon olarak dişi yerinden oynatıcı kuvvetlere karşı yeterli retansiyon göstermediğinde, pulpa odasının duvarlarının kaybedildiği, yetersiz olduğu ve birbirini destekleyecek karşıt duvarların kalmadığı durumlarda,

3. Mine displazileri ve distrofileri gibi gelişimsel koronal bozuklukların sonucunda madde kaybı gösteren dişlerde,

4. Koroner diş yapılarının pinler, yardımcı kaviteler, adeziv tekniklerle onarılamadığı durumlarda,

5. Aşırı madde kaybına sebep olmuş giriş kavitelerinin ve restorasyonların varlığında; endodontik tedavi sonrası kırığa eğilim olan dişlerde,

6. Periodontal desteği zayıf dişlerde, kron/kök oranının güçlendirilmesi gerektiğinde,

7. Diş üstü protezlerde bar ve stud ataçmanların köklerle retansiyonunun desteklenmesi gerektiğinde,

8. Ortodontik vakaların protetik tedavilerinde,

9. Restorasyon sonrası endodontik girişimin güçleşeceği pulpa prognozunun şüpheli olduğu geniş defektli dişlerde.

2.1.5. Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları^{10,28} :

1. Kırılmaya eğilimli ince köklere sahip dişlerde,
2. Daha önce başarısız endodontik tedavi görmüş dişlerde,
3. Yetersiz kanal dolgusunda, hatalı kök kanal tedavisi sonucunda oluşan perforasyonların varlığında,
4. Kötü ağız hijyenine sahip, motive edilemeyen ve yüksek periodontal enfeksiyon riski taşıyan hastalarda,
5. Kanalları hiperkalsifiye olan dişlerde,
6. Kök, çatlak ve kırıklarının olduğu durumlarda post korların yapılması kontraendikedir.

2.1.6. Post - Kor Uygulamasında Tedavi Planlaması:

Daha önceden yapılmış endodontik tedavide veya yeni uygulanan endodontik tedaviden hemen sonra post kor restorasyona geçilmeden önce aşağıda belirtilen değerlendirmelerin yapılması gerekmektedir²⁶:

- a) Post-kor yapılacak dişte iyi bir apikal tıkama sağlanmış olmalı, apikal sızdırmazlığın tam olmasına dikkat edilmelidir.
- b) Perküsyonda hassasiyet olmamalı, apikal duyarlılık bulunmamalıdır.
- c) Eksüdasyon bulunmamalıdır.
- d) Guta perka dolgu kitlesi içinde ve kanal dolgusunun lateralinde boşluklar bulunmamalıdır.
- e) Apikal ve lateral periodonsiyumda herhangi bir iltihap belirtisi bulunmamalıdır.

f) Yetersiz kanal dolgulu dişler tekrar tedavi edilmeli, eğer hâlâ şüphe varsa başarıdan emin oluncaya kadar diş izlenmeli ve postun yerleştirilmesi işlemi daha sonra yapılmalıdır.

g) Subgingival çürük bulunup bulunmadığı araştırılmalıdır.

h) Lamina dura'nın devamlılığı ve kemik dokusu rezorbsiyonu değerlendirilmelidir.

i) Kök morfolojisi değerlendirilmelidir.

j) Hastanın okluzal ilişkileri ve çiğnemedeki olumsuz ilişkiler göz önüne alınmalıdır.

2.1.7. Post - Kor Sınıflandırması:

Post kor restorasyonlarının sınıflandırılması için bir çok kriter göz önüne alınabilir. Caputo ve ark.²⁹ 1973 yılında yaptıkları sınıflandırmada postları; daralan (konik), paralel ve vidalı, Kantor ve ark.³¹ 1977 yılında yaptıkları sınıflandırmada postları; geleneksel döküm post-kor, pin tutuculu kompozit kor, metal çubuklarla stabilize edilmiş post-kor, amalgam veya kompozit post-kor, Sokol³⁰ 1984 yılında yapmış olduğu sınıflandırmada postları; düzgün yüzeyle ve yivli olarak sınıflandırmıştır.

Post-kor restorasyonlarının sınıflandırılması için birçok kriter gözönüne alınmıştır. Bunlar:

2.1.7.1. Post yapım şekillerine göre^{26,32} :

- a) Döküm,
- b) Fabrikasyon (prefabrik).

2.1.7.2. Kor yapılarına göre :

- a) Fabrikasyon,
- b) Döküm,

c) Restoratif materyallerden (amalgam, kompozit, siman) hazırlanan korlar.

2.1.7.3. Post şekillerine göre :

a) Tamamı döküm olan: Direkt veya indirekt yöntemle hazırlanan,

b) Postu prefabrik, koro döküm olan,

c) Postu döküm, koro restoratif materyallerden olan.

2.1.7.4. Postlar yapıldıkları materyale göre³³ :

2.1.7.4.1. Metal postlar:

- Tip III ve IV dental altın alaşımları,
- Paslanmaz çelik,
- Titanyum ve titanyum alaşımları,
- Platin – altın – paladyum alaşımları,
- Kobalt – krom – molibden alaşımları,
- Pirinç alaşımları.

2.1.7.4.2. Metal olmayan postlar

- Fiberle güçlendirilmiş rezin postlar,
- Seramik postlar.

2.1.7.1. Post yapım şekillerine göre^{26,32} :

2.1.7.1.1. Döküm Postlar

Döküm postlar, post yuvasının özel frezler ile hazırlanmasını takiben kanal ölçüsünün alınması ve uygun bir metalden dökülmesi gibi bazı klinik ve laboratuvar işlemler ile hazırlanmaktadır. Yapımı tasarlanan post, sıklıkla kor yapı ile birlikte birleşik tek bir ünite halinde döküm olarak elde edilmektedir^{10,14}.

Döküm post ve korlar sıklıkla tek köklü dişlerde uygulanmaktadır. Bununla beraber eğimli köklere sahip çok köklü dişlerde de uygulanabilirler^{26,34,35}.

2.1.7.1.1.1. Döküm post ve korların avantajları^{26,34,35,36} :

1. Kök morfolojisine uyumlu oldukları için minimal perforasyon riski vardır.
2. Önceden form verilmiş silindirik kanalların yanında düzensiz daralan kanallarda da uygulanabilirler.
3. Post ve kor yapı tek üniteden hazırlandığı için rotasyonel kuvvetlere karşı daha yüksek dirence ve stabiliteye sahiptir.
4. Aksiyel retansiyon gerektirmeksizin kanala daha iyi adapte olurlar.
5. Post ve kor aynı materyalden yapıldığında korozyona daha dirençlidir.
6. Kök morfolojisine uyan konik yapıları sayesinde postun yerleştirilmesi sırasında siman kaçışına izin verir ve yerleştirme sırasında oluşan streslerin minimal olmasını sağlar.

2.1.7.1.1.2.Döküm post ve korların dezavantajları^{23,35,37,38} :

1. Yapımları uzun zaman ve zor işlemler gerektirir.
2. Uzunlukları aynı olan paralel yüzeyli prefabrik postlardan daha az retantiftir.
3. Kanal preparasyonu sırasında aşırı derecede konik form verilen kanallara uygulanan döküm postlar konikliğin artması nedeniyle fonksiyonel streslere karşı dirençleri azalır. Bu yüzden kanal preparasyonu dikkatli yapılmalıdır.
4. Metal post ve kor yapılarının korozyon ürünleri diş ve dişeti dokularında birikerek renklenme ve allerjik reaksiyonlara yol açabilir.
5. Metal kor yapısı, tam seramik restorasyonlarda estetik sıkıntılara yol açabilir.

2.1.7.1.2. Prefabrik Post ve Korlar :

Prefabrik post sistemleri, devital dişlerde restoratif işlemleri basitleştirmek ve hızlandırmak amacıyla geliştirilen, farklı tasarımlarda imal edilip, her bir sistemin kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan restoratif unsurlardır. Post kor restorasyonlarda prefabrik post ve plastik esaslı dolgu maddesi kullanımı 1960'lı yıllarda ortaya çıkmıştır³². Klinik uygulamalarının pratik olması, ucuz olmaları ve daha az dentin dokusu uzaklaştırılarak kullanılabilmesi sebebiyle günümüzde döküm post-kor sistemlerine göre daha fazla tercih edilmektedir¹⁰. Bugüne kadar çok sayıda ve çeşitte prefabrik post tanıtılmıştır. Memnun edici ölçüde retansiyonun ve koruyuculuğun sağlanabilmesi amacıyla farklı materyallerden üretilen farklı şekillerde postlar geliştirilmiştir^{34,39}.

2.1.7.1.2.1. Prefabrik Postların Avantajları^{25,27} :

1. Daha kısa sürede uygulanır ve maliyeti düşüktür.
2. Hazırlanan post yuvasına direkt olarak uygulanabilirler.
3. Prefabrike post ve kor materyali aynı seansta hasta ağzında birleştirilir ve hemen prepare edilebilir.
4. Paralel kenarlı yivli postlar, döküm postlara göre daha iyi tutuculuk sağlarlar.
5. Dökümde oluşabilecek porözite gibi döküm hatalarının oluşma olasılığı yoktur.
6. Aynı dişte birbirine paralel olmayan kanallarda da kullanılabilirler.
7. Simantasyon esnasında fazla siman kaçısını sağlayan oluklar mevcuttur, böylece hidrostatik basınç oluşumu minimaldir.

2.1.7.1.2.2. Prefabrik Postların Dezavantajları^{25,27} :

1. Kök kanalının koronalde genişlemesinden dolayı prefabrik post bu bölgede kanala tam adapte olmayabilir.
2. Uyumlama sırasında fazla miktarda kanal preperasyonu gerektirir.
3. Düz yüzeyli konik prefabrik postlar, rotasyona karşı direnç göstermezler.
4. Post ve kor farklı metalik materyallerden yapıldığında korozyon riski oluşabilir.

Prefabrik postlar şekil ve yüzey özelliklerine, retansiyon özelliklerine veya üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılabilirler^{10,17,32,40}.

2.1.7.1.2.3. Prefabrik Postların Sınıflandırılması:

2.1.7.1.2.3.1. Şekil ve Yüzey Özelliklerine Göre³² :

- a) Konik, düz yüzeyli postlar
- b) Konik, yüzeyi yivli postlar
- c) Konik, vidalı postlar
- d) Paralel, düz yüzeyli postlar
- e) Paralel, yüzeyi yivli postlar
- f) Paralel, vidalı postlar
- g) Paralel, uç bölümü konik olan postlar

2.1.7.1.2.3.2. Retansiyon Özelliklerine Göre⁴⁰ :

- a) Aktif retansiyonlu postlar
- b) Pasif retansiyonlu postlar

2.1.7.1.2.3.3. Üretildikleri Malzemeye Göre³²:

2.1.7.1.2.3.3.1. Metal prefabrik postlar:

Metal prefabrik postlar, sık tercih edilen post sistemleridir. Bu postlar; saf titanyum, krom-nikel, platin-altın-palladyum alaşımı, krom-kobalt ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir³⁸.

Johnson ve Sakumara (1978)'ya göre ideal metal prefabrik postun taşınması gereken özellikler şunlardır;

1. Uzunluğu en az protetik kron kadar olmalıdır.
2. Yan yüzeyleri mümkün olduğu kadar paralel olmalıdır.
3. Post, kanal ile tam uyum göstermelidir.

2.1.7.1.2.3.3.2. Metal Olmayan Prefabrik Postlar:

Metal postlar, üstün fiziksel özellikleri ve biyolojik uyumluluklarından dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Fakat anterior dişler full seramik kronlarla restore edildiğinde, altındaki metal post kor nedeniyle estetik açıdan problemlere neden olmaktadır. Ayrıca metal postların servikal kök sahasından yansıması sonucunda, gingival dokuların görünümü değişebilmektedir. Özellikle post kor yapımı için kıymetsiz metal alaşımları kullanıldığında, korozyon ürünleri gingival dokularda birikebilmekte, kökün ve dişetlerinin renklenmesine sebep olabilmektedir⁴¹. Tüm bu nedenlerden dolayı metal olmayan post sistemleri gündeme gelmiştir^{1,3,260}.

Metal olmayan post sistemleri⁴¹ :

1. Karbon fiber postlar
2. Diş rengindeki postlar
 - 2.1. Zirkonyum kaplı karbon fiberler
 - 2.2. Tam seramik postlar
 - 2.2.1. Cam seramikler
 - 2.2.2. Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramikler
 - 2.2.3. Zirkonyum oksit esaslı seramikler
 - 2.3. Fiberle güçlendirilmiş postlar

1. Karbon Fiber Postlar:

Metal postların dentinden daha yüksek elastik modülüsleri vardır. Bu uyumsuzluk ara yüzdeki simanın kırılmasına yol açmaktadır. Bu neden ise araştırmacıları, dentinin elastik modülüsüne daha yakın postlar üretmeye itmiştir. 1992 yılında Duret ve arkadaşları, prefabrike karbon

fiberden yapılmış postları diş hekimliğinde kullanmaya başlamışlardır. Karbon fiber postlar epoksi matriksi içinde, sürekli aynı yönde paralel şekilde sıralanmış, 8µm çapındaki karbon fiberlerinden oluşmaktadır. Bu fiberler postun ağırlık olarak %64'ünü oluşturmaktadır. Karbon filamentleri ile matriks arasındaki birleşme, organik yapıdadır. Orijinal versiyonu siyah renkte olup, estetik değildir. Diş hekimliğinde kullanımına başlanan ilk metal olmayan postlar karbon fiber postlardır⁴².

- Karbon Fiber Postların Avantajları⁴² :

1.Karbon fiber postların kullanımı ve uygulaması konvansiyonel döküm postlara göre daha kolaydır ve daha az zaman gerektirir.

2.Karbon fiber postlar gelen kuvvetlere karşı dirençlidir.

3.Tedaviyi yenilemek için post'u tekrar çıkarmak kolaydır.

4.Biyouyumludur.

5.Korozyona dirençlidir.

6.Elastisite modülleri dentine benzerdir.

- Karbon Fiber Postların Dezavantajları⁴² :

1.Siyah renklerinden dolayı estetik değildir.

2.Sıvılarla temas etmesi durumunda dayanıklılığını %60-70 azalır.

3.Konvansiyonel döküm tekniklerinden daha pahalıdır.

4.Seramik ve metal postlara nazaran sertliği daha düşüktür.

Metal postların dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için ilk olarak epoksi rezin esaslı karbon fiber postlar geliştirilmiştir. Karbon fiber postların avantajı; elastisite modülleri dentine yakın olmasıdır. Bu özellikte karbon fiber postları metal postlardan belirgin olarak daha esnek hale getirmektedir. Paslanmaz çeliğin elastisite modülü dentinden 20 kez büyükken titanyumun ise 10 kez büyüktür. Yüksek elastisite modülüne sahip metal postlar yük altında dişle birlikte esnemez ve bu durumda kök kırığına sebep olabilmektedir. Karbon fiber postların üst kor yapısı kompozit rezinlerle şekillendirilebilmektedir¹⁴.

Karbon fiber postlar hakkında yapılan çalışmalar metal postlara göre daha dirençli olduğunu, bunun yanısıra kökte kırığa daha az neden olduğunu göstermektedir. Her ne kadar karbon fiberlerin sertlikleri dentine benzer olsa da, bu materyallerin dayanıklılığı gelen kuvvetin yönüne göre değişiklik göstermektedir⁴⁴.

Karbon fiber postların dezavantajı ise; restore edilmiş dişlerde doğal görünümü bozmalarıdır. Bu dezavantajı yok etmek için diş rengindeki postlar üretilmiştir^{1,3}.

2. Diş Rengindeki Postlar:

2.1. Zirkonyum Kaplı Karbon Fiber Postlar:

Karbon fiber postların rengini maskelemek için üretici firmalar üst yüzeyini zirkonyum ile kaplamışlardır. Karbon fiber postların yüzeyinin zirkonyum ile kaplanması, karbon fiber postların estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmektedir. Ancak zirkonyum ve karbon fiber post ara yüzlerinde kırılmalar ve ayrılmalar görülebilmektedir. Bu da post yapısını zayıflatmakta ve kırılmalara neden olabilmektedir. Maliyeti yüksek bir post materyalidir^{42,43,44}.

2.2. Tam Seramik Postlar:

2.2.1. Cam Seramikler: Dicor dökülebilir cam-seramik 1973 yılında Grossman tarafından geliştirilmiştir. Bu sistem camın kontrollü kristalizasyonuna dayanmaktadır. Dicor'un kristalin fazını, kırık direncini arttıran tetrasilisik flormika oluşturmaktadır. Bu kristaller esneklik özellikleri ve tabakalı yapıları nedeniyle malzemenin direncini arttırmaktadır. Cam seramikler en translüsent seramik sistemlerinden biridir.

2.2.2. Alüminyum Oksit ile Güçlendirilmiş Seramikler: Bu tam seramik restorasyon sisteminde, in-ceram alümina tozu ve distile su ile hazırlanan alumina çekirdek önce özel bir fırında sinterlenir, daha sonra sinterlenmiş çekirdeğe alüminyum silikat cam infiltre edilir. Sinterleme sırasında alümina kristalleri birbirine yaklaşır ve kristallerin yoğun dağılımı çatlak ilerlemesini sınırlandırır. Cam infiltrasyonu da pöröziteler ortadan kaldırılır. Bu şekilde hazırlanan korun üzerine alüminöz porselen uygulanır.

2.2.3. Zirkonyum Oksit Esaslı Seramikler: Zirkonyum günümüz teknolojisinin önemli materyallerinden biridir. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde biyomedikal alanda ilk kez ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır^{45,46,47,48}. Diş hekimliğinde ise ortodontik braket^{49,50,51}, endodontik post^{52,53,54} implant abutmanı⁵⁵ olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonyum oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir. Üç allotropu vardır ve polimorfik bir yapı göstermektedir. Monoklinik, tetragonal ve kübik fazları vardır. Monoklinik faz 1170 °C' ye kadar stabildir. Bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür ki tetragonal faz 2370 °C' ye kadar stabildir. Ergime noktası olan 2680 °C'ye kadar kübik fazda bulunur⁴⁵. Zirkonyum dioksit fırınlanma ısısında tetragonal,

oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır⁵⁶. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklıklarında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave etmek gerekmektedir^{45,56}. Yttrium oksit (Y_2O_3), saf zirkonyumu oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum materyalini oluşturur^{45,53,57}. Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de , bu faz aslında “ metastable” dır. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur^{56,58}.

Zirkonya bazlı seramiklerin yüksek direnç ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri, bu tetragonal ve monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır⁵⁹. Bu mekanizma allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir⁶⁰. Materyale kumlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi eksternal bir kuvvet uygulandığında, tetragonal tanecikler monoklinik taneciklere dönüşmektedir^{45,61}. Bu faz transformasyonu, materyal içinde %3-5' lik bir hacim artışına neden olmaktadır. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize kompresif streslerin oluşmasını tetikler^{45,57,61,62,63}. Oluşan bu kompresif stresler, materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olmaktadır^{57,64,65} ve seramiğin esneme direncini arttırmaktadır^{66,190}. Bu fiziksel özelliğe “transformation toughening“ adı verilmektedir^{57,59,66,67,68}. İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya bazlı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir^{59,61,67}.

1980'lerin sonlarına doğru post sistemlerinde estetik ve biyolojik uyumluluğa duyulan ihtiyaçtan dolayı zirkonyum esaslı postlar geliştirilmiştir. Tüm zirkonyum esaslı postlar beyaz ve radyoopaktır. Prefabrike zirkonyum seramik post kor materyali, %3 yttrium oksit tarafından stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristallerinden (ZrO_2 -TZP) oluşmaktadır. Yüksek dayanıklılık, direnç ve optimal estetik görüntü kriterlerine sahiptir. Post boyunca ışık geçirgenliği oldukça iyidir. Materyal

oldukça rijidtir ve elastisite modülü paslanmaz çeliğinkine benzemektedir. Fakat en büyük dezavantajı; metal postlardan daha düşük kırılma direncine sahip olmasıdır. Ayrıca zirkonyum esaslı postlar kırıldığında kökün içinde kalan parçasını uzaklaştırmak oldukça güçtür. Estetik ve optik özellikleri metal postların uygulanmasında yaşanan sıkıntıları elimine etmektedir. Bunun yanında metal postlarda sıkça yaşanan korozyon problemi de bu post tipinde yoktur⁴¹.

- Zirkonyum Seramiklerin Avantajları⁶⁹:

1.Zirkonyum silanlanabilir ve adeziv simanlarla kullanıma uygundur.

2.Yüksek dirence sahiptir.

3.Detaylı bir şekilde freze edilebilir.

4.Radyografide opak görüntü verir.

5.Yüksek doku uyumluluğu gösterir.

6.Korozyona dayanıklıdır.

7.Optik yansıma özelliği sayesinde estetik sonuçlar elde edilir.

- Zirkonyum Seramiklerin Dezavantajları⁶⁹:

1.Laboratuar işlemleri nedeni ile yapımı zaman alıcıdır.

2. Seans sayısı fazladır.

3.Maliyetleri diğer post sistemlerine göre daha yüksektir.

2.3. Fiberle Güçlendirilmiş Postlar:

Fiber postlar, ilk olarak 1992 yılında piyasaya sunulmuştur ve hekimler tarafından çok rahat kabul görmüştür. Metal postlara alternatif olmuşlardır. En büyük avantajları ise elastik modülüslerinin dentine yakın olmasıdır. Fiberle güçlendirilmiş postların elastik modülüsü 29.2 Gpa iken, titanyum alaşımlı postların elastik modülüsü 112 Gpa, seramik postların 150 Gpa ve altın alaşımlı postlarınkı ise 90Gpa'dır. Metal postların elastik modülüsünün dentininkinden daha yüksek olmasından dolayı, post dentin ara yüzeyinde fiberle güçlendirilmiş postlara göre daha yüksek stres alanı oluşmaktadır⁷⁰.

Kullanılan fiber çeşitleri şöyle sınıflandırılabilir⁷⁰ :

- | | |
|----------|---------------|
| 1.Karbon | 3. Cam |
| 2.Aramid | 4. Polietilen |

Kullanılan fiber formları ise⁷⁰ :

- 1.Örgü tipindeki fiberler (Ribbond),
- 2.Devamlı, tek yönlü fiberler (Everstick, Snowpost),
- 3.Parçalı fiberler şeklinde sınıflandırılmaktadır.

Örgü fiberler çok yönlü liflerden oluşmakta ve diş hekimliğinde birçok alanda kullanılabilir. Hareketli protezlerin kuvvetlendirilmesi, tamiri, periodontal ve ortodontik amaçla dişlerin splintlenmesi, korona-radiküler post kor tekniğinde ve hatta tek diş eksikliklerinde akrilik veya kompozit köprü yapımında kullanılmaktadır.

Örgü fiberler ile yapılan post korların döküm postlara ve prefabrik metal postlara göre daha düşük kırılma direnci değerleri göstermesine rağmen hiç kök kırığına sebep olmaması tercih sebebi olmuştur⁶⁹.

Bu sistemde rezin matriks içine yerleştirilmiş cam fiberler kullanılmaktadır. Elastikiyet modülü dentinin elastikiyet modülüne oldukça yakındır ve prepare kanal yüzeyi boyunca gelen kuvvetlerin homojen dağılmasını sağlamaktadır. Bu durum fiberle güçlendirilmiş postların en büyük tercih nedenidir. Bu postların kuvvet altında esnediği; yükün dentin ve post arasında paylaşıldığı bilinmektedir. Daha rijit post tiplerinde ise yük, direkt dentine ve köke iletiğinden dolayı kök kırıkları ve çatlakları görülebilmektedir. Fiberle güçlendirilmiş postlar temel olarak kompozit içeriklidir. Karbon fiber postlara oldukça benzer yapıdadır. Fiber ile güçlendirilmiş rezinlerin karbon fiber postlar kadar güçlü olduğu ve hatta rijiditelerinin daha fazla olduğu bilinmektedir^{69,70}.

Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozit postlar; diş renginde olmaları, esnek olmaları, kırılman olmaları, erimeye karşı dirençli olmaları ve biyouyumlu olmaları nedeniyle tercih edilmektedir. En yaygın olarak kullanılan tipleri örgü (Ribbond) ve tek yönlü (Everstick) olanlarıdır⁷⁰.

- Polietilen Fiberle Güçlendirilmiş Postların Avantajları⁷¹:

- 1.Kanalın şekline uyum sağlar.
- 2.Radiküler ve koronal yapıyı destekler.
- 3.Kökün kırılmasını minimize eder.
- 4.Koronal restorasyonun retansiyonunu artırır.
- 5.Kök kanalındaki düzensizlikleri ve andırkatları elimine eder.

- Polietilen Fiberle Güçlendirilmiş Postların Dezavantajları⁷¹:

1. Manüplasyonları zordur.
2. Çalışma süreleri kısıtlıdır.

Bütün bu avantajlarına rağmen fiber postlar özellikle çok az miktar diş yapısı varlığında, ve ferrule etkisinin olmadığı durumlarda, kırılmaya dirençli olduklarından esnemekte ve simandaki kırılmaları takiben mikrosızıntıya ve ikincil çürük oluşumuna sebep olabilmektedir⁷¹.

- Fiber Postların Avantajları⁷²:

1. Kanalın şekline uyum sağlar,
2. Kök yapısını ve koronal yapıyı destekler,
3. Kök kırığı riskini azaltır,
4. Koronal yapının retansiyonunu artırır,
5. Kanaldaki düzensizlikleri ve andırkatları elimine eder.

- Fiber Postların Dezavantajları⁷²:

1. Manüplasyonları zordur,
2. Çalışma süreleri kısıtlıdır,
3. Dentine yakın elastik modülüslerinden dolayı esnerler ve simanda kırılmalar olabilir,
4. Simandaki kırılmaları takiben mikrosızıntı gelişebilmektedir.

2.1.7.1.2.4. Prefabrik Post – Kor Sistemlerinin Bileşenleri³² :

1. Prefabrik post
2. Kor materyali

1. Prefabrik Post:

Restoratif işlemleri basitleştirmek ve hızlandırmak amacıyla geliştirilen, farklı tasarımlarda ve farklı materyallerden imal edilen post sistemidir.

2. Kor Materyali:

Kor materyalleri, final restorasyona desteklik sağlayacak aşırı madde kaybının olduğu koronal diş dokusunun restorasyonu için kullanılmaktadır. Kor yapımı için birçok materyal bulunmaktadır. Bu materyallerin seçiminde; flor salınımı, renk uyumu, diş dokularına adezyon ve polimerizasyon yöntemlerinin sağladığı avantaj ve dezavantajları gibi özellikleri göz önüne alınarak tercih edilirler⁸¹.

2.1. Kor materyallerinin seçiminde göz önünde bulundurulacak kriterler:

- a) Kullanım kolaylığı,
- b) Sertleşme zamanı,
- c) Dayanıklılık,
- d) Boyutsal stabilite,
- e) Mikrosızıntıya karşı direnç.

2.2. Kor materyalleri üç ana sınıf altında toplanabilir³² :

- a) Amalgam,
- b) Kompozit rezin,
- c) Cam iyonomer.

A) Amalgam

Yüksek basma direnci, boyutsal stabilite ve düşük mikrosızıntı özelliklerinden dolayı avantajlı bir malzeme olduğu için, kor yapımında sıklıkla kullanılmaktadır. Aşınmaya karşı dirençli olduğundan dayanıklı bir alt yapı görevi görmektedir. Ancak sertleşme zamanının uzun olması ve diş dokusuna adezyon göstermemesi dezavantajdır⁸³.

B) Kompozit rezin

Kompozit rezinler ilk kez 1962 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır⁸⁴. Kompozit; kimyasal olarak birbirinden farklı en az iki materyalin oluşturduğu 3 boyutlu bileşim anlamına gelmektedir. Dental kompozitler polimerize olan akrilik monomer içerisinde silikat cam partiküllerinin karışımını ifade etmektedir⁸⁶.

Kompozit rezinlerin üç ana fazı bulunmaktadır⁸⁴.

1. Organik polimer matriks
2. İnorganik faz
3. Ara faz.

B.1. Organik Polimer Matriks Faz

Kompozitlerde en yaygın olarak kullanılan monomer Bis-GMA rezindir. Ayrıca HEMA, PENTA, TEG-DMA, UDMA, NTG-GMA gibi sistemler kullanılmaktadır. Bis-GMA orjinal olarak bisfenol-A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu ile üretilen difonksiyonel monomerdır. Kompozitlerde kullanılan benzer difonksiyonel monomerde UDMA'dır. Hem Bis-GMA hem de UDMA yüksek moleküler ağırlıkları nedeni ile oldukça visközdürler. MMA (Metil-Metakrilat), EDMA (Etilenglikol

dimetakrilat), TEG-DMA ise viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmiş diğer difonksiyonel monomerlerdir. Bunlardan TEG-DMA daha sıklıkla kullanılır^{84,85,86}.

B.2. İnorganik Faz

İnorganik faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yttriyum cam ve baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Kompozit materyalinin dış dokusuna benzer niteliklere sahip olabilmesi için polimerin özelliklerini tamamlamaktadır.

Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı düşmekte, kompozitin ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonu azalmakta, dayanıklılığı artmaktadır⁸⁴.

B.3. Ara Faz

Bu faz, organik polimer matriks ile inorganik fazı birbirine sıkı bir şekilde bağlamaktadır. Materyalin özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından önemlidir. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silika bağlanma ajanları ile önceden kaplanmıştır. Bu katmanda bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grupları ile diğer ucu organik matriksteki primer ile bağlanan çift fonksiyonlu moleküller bulunmaktadır^{84,86}.

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması:

a. Doldurucu partüküllerinin büyüklüğü ve miktarı esas alınarak sınıflandırılması⁸⁴ :

- 1.Megafil kompozitler (50-100 μm)
- 2.Makrofil kompozitler (10-100 μm)
- 3.Midifil kompozitler (1-10 μm)
- 4.Minifil kompozitler (0,1-1 μm)
- 5.Mikrofil kompozitler (0,01-0,1 μm)
- 6.Nanofil kompozitler (0,005-0,01 μm)
- 7.Hibrit kompozitler (0,04-1 μm)

b. Viskozitelerine göre^{84,85}:

1. Kondanse edilebilen kompozitler
2. Akışkan kompozitler.

Kolay kullanımı nedeniyle sıklıkla tercih edilen kompozit rezinlerin en büyük avantajı, diş yapısına ve seramik krona kolayca bağlanabilmesidir. Ayrıca diş renginde olması da önemli bir avantajdır⁸². Aşırı madde kaybı olan endodontik tedavili dişler, diş rengindeki fiber postlar ve tam seramik kronlarla restore edildiğinde oldukça başarılı ve estetik sonuçlar elde edilmektedir⁸². Kompozit rezinlerin başlıca başarısızlık nedenleri polimerizasyon büzülmesi, kenar sızıntısı, post operatif duyarlılık ve renklenmedir. Kompozit rezinin ve diş dokusunun ısıl genleşme katsayıları arasındaki farklılık, kompozitin mine ve dentinle yapmış olduğu bağlantıyı olumsuz yönde etkilemekte ve oluşan aralık mikrosızıntıya neden olabilmektedir⁸⁴.

Günümüzde kompozit rezinler restoratif dişhekimliğinde en sık kullanılan materyallerdir. Kullanım kolaylığı, çabuk sertleşmesi, son sertliğe birkaç dakika içinde ulaşması ve korozyona direnci nedeniyle tercih edilmektedir. Ayrıca; dentin adezivleriyle birlikte kullanılarak yüzey boyunca yüksek yapışma dayanımı sağlamakta ve bu da retansiyon değerlerini arttırmaktadır. Doldurucuların cinsi ve miktarına bağlı olarak sertlikleri dentinin sertlik oranına kadar yükseltilebilmekte ve bu da final preparasyonu kolaylaştırmaktadır. Kompozit rezinler anterior dişlerde tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanıldığında estetik avantaj sağlamaktadır^{82,138}.

C) Cam iyonomer:

Cam iyonomer simanlar, ilk kez Wilson ve Kent tarafından 1970'li yılların başlarında bulunmuş; 1974 yılında Mc Lean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Cam iyonomer simanların ilk jenerasyonu ASPA idi (Alüminyum Silikat+ Poliakrilik Asit). Toz kısmını silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür ve cam tozları oluştururken: likit kısmını poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit ve distile sudan oluşmaktadır.

Cam iyonomer simanlar, diş dokusuna adezyon, flor salınımı, düşük termal genleşmeye sahip olmaları nedeniyle kor yapımında tercih edilen bir materyaldir. Yeni nesil rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer restoratif materyaller, kullanım kolaylığı, dentin - mineye bağlanma ve erken dönem nem kontaminasyonuna gösterdikleri direnç açısından tercih edilmektedir. Ancak kompozit rezin kor materyallerine göre kuvvet altında gösterdikleri dayanıklılıkları düşüktür⁸⁷.

Anterior dişlerin post korlar ile restorasyonunda kor materyali olarak ise genellikle cam iyonomer simanlar ve kompozitler kullanılmaktadır⁸².

2.1.8. Post Seçimini – Başarısını Etkileyen Faktörler:

2.1.8.1. Koronal bölgede kalan sert doku miktarı:

Postun tutucu ve koruyucu fonksiyonları çürük veya daha önceden var olan restorasyonlar kaldırıldıktan sonra kalan sert dokunun miktarına bağlıdır. Koronal diş dokusu kaybı % 40'dan fazla olan ön grup dişlerde, iki veya daha fazla komşu proksimal duvarın kaybedildiği arka grup dişlerde post endikasyonu konulabilmektedir. Dişin koronal sert kısmı korunmalı ve post retansiyonuna destek verecek şekilde şekillendirilmelidir^{73,74}.

2.1.8.2. Kök morfolojisi ve kök seçimi:

Kökler mine-sement birleşiminden apekse kadar belirgin bir daralma gösterirler. Bununla beraber bazı kökler apikal 1/3 kısımda daha dardır. Özellikle üst 1. küçük azı, alt santral ve lateral kesiciler bu şekle sahiptir. Böyle dişlerde paralel postların kullanımı kökün lateralinde perforasyon riski yaratmaktadır. Bu yüzden böyle kök formuna sahip dişlerde konik veya kısa paralel postların kullanılması perforasyon riskini azaltmaktadır. Ancak bu post tiplerinin kullanımı bazı sakıncalar doğurabilmektedir. Konik postların kullanımı kuvvet iletiminde kama etkisi yaratırken, kısaltılmış paralel postlarda oklüzal yük transferi tüm kök yerine kısa bir kök alanına yayılarak koruyucu fonksiyon azaltılmış olur^{73,74}.

Kanalın enine kesiti oval veya sekiz şeklinde olduğunda paralel postun yerleştirilmesi için dairesel post kanalının hazırlanması güçtür. Bu gibi durumlarda kanalın şekline uyum gösterecek döküm postların hazırlanması diş yapısını korumakta ve apikal bölümde daha az preparasyon yapılmasını sağlamaktadır. Koronal kor, döküm postun bir bölümü olarak amalgam veya kompozit ile hazırlanabilir. Endodontik tedavisi yapılmış çok köklü dişlerde hangi köke post yerleştirileceğinin

kararı zor olabilir. Postun en fazla diş dokusun kaybedildiği tarafa yerleştirilmesi mantıklıdır. Sıklıkla alt azıların mezial kökleri, üst azıların bukkal kökleri eğri ve dardır. Bu dişlere uygun uzunluk ve genişlikte bir post kanalının hazırlanması zordur. Bu yüzden genellikle postlar , geniş ve düz olan alt azılarda distal, üst azılarda ise palatinal kanallara yerleştirilmektedir⁷³.

2.1.8.3. Post boşluğunu hazırlanması:

Guta perka, günümüzde genel olarak kabul edilen kanal tıkamasında kullanılan bir materyalidir. Kanal doldurma teknikleri farklılık gösterebilir, ancak hepsinin kanal patına ihtiyacı vardır. Kanal dolgu teknikleri kısaca; guta perkanın soğuk lateral kompaksiyonu, ısı ile yumuşatılmış guta perkanın kanal içine kompaksiyonu, termoplastik guta perkanın kanal içine enjeksiyonu ve guta perkanın mekanik olarak yumuşatılıp kanal içine bastırılarak doldurulmasıdır. Kanal doldurmak için hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın önemli olan apikal tıkamayı bozmadan post boşluğunun hazırlanmasıdır. Post boşluğunun hazırlanması için kullanılan yöntemler^{73,74,82}:

- Kimyasal olarak guta perkanın kaldırılması:

Okaliptüs yağı, turpentine ve kloroform gibi solventler guta perkanın yumuşatılarak çıkarılmasında kullanılmaktadır. Özellikle turpentine ve kloroform kanal dolgusunun sökülmesinde oldukça etkilidir.

Ancak bu materyallerden kloroform oldukça zararlıdır. Çünkü toksik ve potansiyel olarak karsinojeniktir. Turpentine yağı daha az toksiktir, fakat bu solventlerin hepsi guta perkada boyutsal değişikliğe neden olmakta ve mikrosızıntıya neden olmaktadır. Bu komplikasyona ek olarak ayrıca guta perkanın hangi derinliğe kadar yumuşatıldığını ve bu solventerin periradiküler dokulara sızıp sızmadığını kontrol etmek çok

zordur. Bu uygulamalardan sonra kanal için re-treatment durumu söz konusu olabilir^{73,74,82}.

- Isı ile guta perkanın kaldırılması

Isıtılmış bir enstrümanla lateral kompaktör veya spreader ile daha önce tespit edilmiş istenilen boyutta guta perka yumuşatılıp çıkartılabilir. Ancak ince ve dar kanallarda kullanılan ince aletler sıcaklığını çabuk kaybedebilirler ve guta perkayı çıkarmak zorlaşır. A sistem B spreader guta perkanın ısı ile çıkartılması için idealdir. Pre-operatif alınmış radyografi ile kanal boyutunda post için istenilen uzunluk, spreader üzerinde lastik stopper ile belirlenir. Uç ısıtılır, istenilen uzunluğa kadar guta perkayı çıkarmak için sokulur daha sonra ufak bir çevirme hareketiyle uç, kanal içerisinden çıkarılır. Bu uygulamada önemli olan ısıtılan enstrümanın, yeterli sıcaklığa ulaşması ve bu sıcaklığını işlem tamamlanincaya kadar muhafaza etmesidir. Yoksa ılık olan uç guta perkaya yapışır ve çıkarırken tüm guta perkayı çıkarabilir. A sistem B' de kullanılan uç sıcaklığı 200 °C dir. Bu sayede işlem süresince sıcaklığını muhafaza eder. Bu teknik eski guta perkaları sökmek için kullanılmaktadır^{73,74,82}.

- Mekanik yöntem ile guta perkanın kaldırılması:

Mekanik preparasyon guta perkanın kaldırılması için oldukça etkili ve muhtemelen de en sık kullanılan yöntemdir. Eğer bu teknik doğru yapılmazsa, gereksiz yere kanalı zayıflatmakta ve periodonsuyuma zarar verebilecek kanal perforasyonlarına neden olabilmektedir. Ucu kesmeyen gates-glidden ve peeso reamer gibi frezler guta perkanın çıkartılmasında ve kanal duvarlarının preparasyonunda kullanılabilirler.

Kullanılan frezlerde ısı artışı kaçınılmazdır. Kanal duvarlarında artan ısı periodontal hücrelere zarar verebilmektedir. Kanal

duvarlarında ısı artışı birçok çalışmada incelenmiştir. Gates-Glidden frezinin 8000 dev/dak 'lık bir çalışma hızında ısı artışı oldukça az olmaktadır⁷⁴.

Ancak her iki tarafı keskin ve paralel duvarlı postlar için kullanılan frezlerde ısı artışı 17 ° C' dir ve bu değer oldukça fazladır. Peeso reamerla ayrıca gates-glidden ve parapost twist dirillerden daha fazla ısı üretmektedir. Artan ısı periodontal ligament hücrelerine zarar vermektedir. Önemli olan, gates-glidden frezlerinde en küçük çaplı frezle kanal preparasyonuna başlamak ve kademeli olarak frezin çapını arttırmaktır. Apikal guta perkanın kaldırılmamasına dikkat ederek en küçük çaptan başlayarak istenilen post çapına kadar kademeli olarak kanalı genişletmek gerekmektedir^{74,82}.

2.1.8.4. Post boşluğunu hazırlama zamanı:

Guta perka ve pat ile doldurulan dişlerde post boşluğunun aynı seansta veya daha sonra hazırlanması konusu hala tartışmalıdır. Kanal dolgusunun yapılması sırasında yan kanallar ve aksesuar kanalların doldurma şansı doğmakta, fakat kanalın boşaltılması esnasında apikal tıkama bozulabilmektedir^{74,75,207}.

Kanalın doldurulduğu seansta post boşluğunun hazırlanmasının bazı avantajları vardır. Bunlar^{74,75}:

1. Diş hekimi kanal anatomisini, uzunluğunu ve referans noktalarını bilmesi ,
2. Yavaş sertleşen bir pat kullanılmışsa kanalın boşaltılma işlemi sırasında geride kalan apikal guta perkaya vertikal yönde kondansasyon uygulayabilme imkânı sağlar. Bu uygulama da apikal tıkamanın daha iyi yapılmasını sağlar.

3. Seans sayısı azaldığı için zamandan tasarruf edilmiş olur.

2.1.8.5. Postun yerleştirme derinliği ve postun çapı:

Apikal ve kronal tıkama arasında karşılaştırma yapılsada, restorasyonun başarısı kanal apeksinden bakteri ve sıvı geçişinin olmadığı bir apikal tıkamanın sağlanmasıdır. Bu konuyla ilgili birçok çalışma yapılmıştır^{74,75,203}. Bu çalışmalara göre apikal tıkama için apekte 4-5 mm'lik bir guta perkanın kalması, tıkamanın sağlanması açısından incelenmiştir. Kalan guta perka miktarı ile post uzunluğu birbiriyle ilişkilidir. Uzun post kullanılması, apikal bölgede daha az guta perkanın kalması demektir. Apikal bölgede azalan guta perka da apikal sızdırmazlığı tehlikeye atmaktadır. Ancak uzun post kullanılması da retansiyon için önemlidir. Post uzunluğuyla ilgili bazı görüşler vardır, bunlar^{74,75,76}:

- Postun olabildiğince uzun yerleştirilmesi,
- En az klink kron boyu kadar veya biraz daha uzun olması,
- Krestal kemik ile apeks arası mesafenin yarısı kadar olmasıdır.

Post olabildiği kadar uzun olmalıdır. Ancak bu uzunluk; kanal uzunluğuyla, kanal kurvatürleriyle ve en önemlisi preparasyon sonrası apikal tıkamanın bozulmamasıyla çok yakından ilgilidir.

Post çapının artması, post dayanımını ve kırılmaya karşı direnci artmaktadır. Ancak geniş post kullanımı lateral perforasyon riskini ve servikal bölgede stres oluşumunu arttırmaktadır. Özellikle bu risk vidalı sistem postlarda daha da fazladır. Birçok kanal, yuvarlak değildir ve post kök kanalının her yüzeyi ile aynı oranda temas etmez. Eğer dentin kesilerek, postun çapı büyütülürse geriye kalan diş yapısı zayıflamaktadır.

Bundan dolayı post çapında optimumu belirlemek önem kazanmaktadır. Post çevresinde ne kadar fazla dentin kalırsa kırılmaya karşı direnç de o kadar fazla olacaktır. Post apı gibi hassas olan bu konu için çeşitli yaklaşımlar vardır, bunlar⁷⁶:

- Kök kanal çapının 1 / 3 '  kadarlık bir genişletme yapılması,
- Kök kanalının, postun etrafında 1 mm dentin kalacak Şekilde genişletilmesi,
- Kök kanalının sadece post çapı kadar genişletilmesidir.

2.1.8.6. Post dizaynı:

Paralel kenarlı postlar konik postlardan daha retantiftir. Bununla birlikte yivli postların en fazla retansiyon sağladığı, paralel kenarlı postların da bunları izlediği belirtilmiştir. Paralel kenarlı postların bükülme-eğilme kuvvetlerine karşı direnci konik postlardan daha fazladır^{22,78}.

2.1.8.7. Postların yüzey zellikleri:

Przlendirilmiş veya oluklu postların düz olanlara göre daha retantif olduğu gsterilmiřtir⁷⁸. Konik postlarda, posta ve kanala küçük olukların açılmasının postun tutuculuğunu arttırdığı bildirilmiřtir⁷⁹. Yüzeyi dişli olan postların, düz olanlardan 1,3 kat daha fazla retansiyon sağladığı ileri srlmřtr²³. Döküm postların yüzeyi havalı abrezivlerle veya kaba elmaslar ile przli hala getirilebilmekte ve böylece retantif özellikleri arttırılabilmektedir⁷⁸.

2.1.8.8. Ferrule etkisi:

Diş ve restorasyonun prognozunun iyi olabilmesi için koronal veya supragingival olarak kalan diş dokusu miktarı çok önemlidir. Koronal bölgede kalan 1 ile 2 mm arasındaki diş dokusu, dişin kırılmaya karşı direnç göstermesi açısından çok önemlidir. Hatta bu önem post veya korun hangi materyalden yapıldığından bile daha önemlidir. Ferrule terimi latince bir kelime olan ferrum: demir ve viriola: bilezik olan iki kelimeden meydana gelir. Ferrule etkisi; kronu, supragingival diş dokusuna bağlamaktır⁷⁴.

Birçok çalışma ferrulenin etkisini sorgulamıştır. Çalışmaların büyük bir çoğunluğu ferrule etkisinin; kanal farktürünü azalttığı, tork ve torsiyon kuvvetlerine karşı koyduğunu ve postun kama şeklinde diş yarmaya yönelik kuvvetine karşı koyduğunu göstermiştir. Yapılan çalışmalarda ferrule olan ve olmayan dişler incelenmiştir. Ferrule olmayan dişlerde vertikal fraktür olurken, ferrule olan dişlerde horizontal fraktür olmuştur. Horizontal farktür olan dişler kurtarılabilirken vertikal fraktürlerde böyle bir ihtimal maalesef yoktur^{73,74}.

2.1.8.9. Korozyon:

Ağız içerisindeki metal veya metal alaşımlarını içeren restorasyonların yiyecek veya içeceklerin etkisiyle kimyasal ve elektrokimyasal olarak etkilenmesi olarak tanımlanan korozyon; metalik post ve korun fiziksel özelliklerinin ve dayanıklılığının zayıflamasına neden olan kimyasal bir olaydır²⁵⁹.

Post kor yapımında kullanılan farklı metallerin (çelik, altın, amalgam) arasındaki iyonik değişimlerin korozyona neden olduğu iddia edilse bile, esasen korozyonun gerçek nedeninin mikrosızıntı olduğu düşünülmektedir. Paslanmaz çelik postlar da korozyona uğrayabilmekte, krom ve demir salınımına neden olabilmektedir. Metalik postların zamanla

korozyona uğraması sonucunda diş ve periodontal dokularda korozyon ürünlerinin birikimine bağlı renk değişiklikleri görülebilmektedir. Ayrıca düzensiz olan ve bilinmeyen korozyon post metalini zayıflatmakta, kontrolsüz stres noktaları oluşturmaktadır. Oluşan stres, kök kırıklarına neden olabilmektedir. Bundan dolayı metal olmayan post sistemleri gündeme gelmiştir^{3,260}.

2.1.8.10. Hidrostatik basınç:

Simantasyon, retansiyonun artırılmasında, stres dağılımında ve diş ile post arasındaki sızdırmazlığın sağlanmasında önemli rol oynamaktadır. Simantasyon sırasında hidrostatik basıncın kök kanalında strese yol açtığı gösterilmiştir. Bu basınç, postun uygun pozisyonda yerleşimini güçleştirebilmekte ve kökte kırığa yol açabilmektedir²⁶. Postun dikkatli bir biçimde yerleştirilmesi ve siman kaçışına olanak sağlayan yapıda post seçimi ile hidrostatik basınç azaltılabilmektedir. Siman viskozitesi, hidrostatik basınç oluşumunu etkileyen başka bir faktördür. Viskozitede artış, hidrostatik basınçta artışa neden olmaktadır. Çinko fosfat siman, uzun yılladır post simantasyonunda başarı ile kullanılmaktadır. Son yıllarda, uygulama tekniklerinin hassas ve pahalı olmalarına rağmen rezin simanlar diş hekimliği pratiğine girmiştir. Anaerobik olarak polimerize olan rezin simanlarda; prematür polimerizasyon ve postun doğru yerleştirilmemesi gibi dezavantajlar mevcuttur. Bu sebeple polimerizasyon süresi uzun, dual-cure rezin simanların tercih edilmesi avantajlı olabilmektedir^{74,80}.

2.1.8.11. Post materyalinin biyouyumluluğu:

Farklı alaşımlar, galvanik akım oluşturarak korozyona yol açabilmektedir. Korozyon ürünleri, hacimsel değişikliğe yol açarak kök kırığına sebep olabilmektedir. Metal alaşımlar içerisinde korozyona en

dirençli post malzemesi titanyumdur. Bakır içeren alaşımların dayanıklılığı ve korozyon direnci daha düşüktür. Soy metal alaşımları korozyona en dirençli malzemelerdir. Metal olmayan post materyalleri de seçilerek korozyon engellenebilmektedir^{3,5,6,9,259}.

2.1.8.12. Estetik:

Uygulanan post ve kor materyalleri, kron ve komşu dişlerle estetik olarak uyumlu olmalıdır. Kök dokusunda aşırı madde kaybının meydana geldiği durumlarda, döküm post - kor kullanıldığında veya prefabrik metal postlarda, metal rengi ince kök duvarlarından yansıyarak estetiği olumsuz yönde etkileyebilir. Bu gri metalik renk, kökü örten gingival dokulardan yansıyabilir. Bu estetik kaygı, seramik restoratif sistemlerin gelişimine paralel olarak, rezin ve seramik ile güçlendirilmiş post sistemlerinin üretimine öncülük etmiştir. Prefabrik metal post sistemleri ile kullanılan kompozit kor materyalleri, kompozit malzemenin kalınlığına bağlı olarak, metalik post renginin maskelenmesinde avantaj sağlayabilir. Opak altyapılı seramik kronlar belli ölçüde metal rengini maskeleyebilir. Ancak gingival dokularda da yansıma etkisini ortadan kaldırmak için çözüm; diş rengine yakın veya beyaz renkli olan post materyallerinin kullanılmasıdır³.

2.2. Yapıştırıcı Siman

Retansiyonu arttırmak ve kanal boyunca sızıntıyı önlemek için şekil ve yüzey yapılarından bağımsız olarak postlar ile birlikte siman kullanımı zorunludur. Postların simantasyonunda çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmaktadır^{32,88}.

2.2.1. Çinko Fosfat siman

Dental restorasyonların simantasyonunda uzun zaman başarı ile kullanılmıştır. Siman tozunu, çinko oksit ve magnezyum oksit; likit ise ortofosforik asit içermektedir. Yüksek basma direnci 96-110 MPa dır. Uygun siman kalınlığı ve kullanım kolaylığı önemli avantajlarıdır. Oral sıvılarda çözünmesi ve diş dokusuna mekanik olarak bağlanması dezavantajlarıdır. Simantasyon sırasında düşük pH (pH=3) nedeniyle asidik ortam oluşturması, vital dişlerde pulpal irritasyona neden olmaktadır^{10,88,89}.

2.2.2. Çinko Polikarboksilat siman:

Siman tozu; çinko oksit, alüminyum oksit ve magnezyum oksit, likiti ise poliakrilik asit içermektedir. Diş dokusuyla adezyon oluşturması, yüksek çekme dayanıklılığı sağlaması ve asidik ortam oluşturmaması simanın avantajlarıdır. Simantasyon sonrası ilk 24 saat içinde basma dayanıklılıkları düşüktür. Yüksek viskozite, oral sıvılarda çözünmesi, flor salınımı yapmaması, çalışma süresinin kısa olması ve kademeli yüklemeye sonra plastik deformasyona uğraması önemli dezavantajlarıdır¹⁴.

2.2.3. Cam İyonomer siman:

Cam iyonomer simanlar 1975 yılından günümüze yaygın olarak kullanılmaktadır. Sınıflama ve klinik uygulaması:

Tip 1: Yağıştırma simanı,

Tip 2: Restoratif siman,

Tip 3: Kaide simanı olarak kullanılmaktadır.

Siman tozu; başlıca flor ve kalsiyum alümina silikat camdan oluşurken, likiti ise poliakrilik asit, itakonik asit, maleik asit ve tartarik asit içermektedir. Basma direnci 127 MPa olmasına rağmen çekme kuvveti 8 MPa' dır. Dişe bağlanması, yapısındaki karboksilik asit grubunun diş yapısındaki kalsiyum ile reaksiyonu sayesinde olmaktadır.

Mine ve dentine bağlanabilmesi, ağız sıvılarında düşük çözünürlük göstermesi, translusent olması ve flor salınımı sayesinde kariostatik (çürük önleyici) olması önemli avantajlarından. Ancak sertleşmesinin yavaş olması, erken fazda neme karşı olan hassasiyeti, asidik ortam oluşturması ve başlangıç sertliklerinin düşük olması dezavantajlarıdır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda yaygınlık kazanmaktadır; ancak simantasyonu takiben su emmeleri, hacimsel değişikliğe yol açmakta, restorasyonun kırılmasına veya desimantasyona neden olmaktadır^{10,90}.

Bunlara ek olarak cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanıldığı bir çalışmada çeşitli yükler altında postların retansiyonu değerlendirilmiş ve ikisi arasında önemli bir fark bulunmamıştır⁸².

2.2.4. Rezin Simanlar ve Sınıflandırılması:

Rezin simanlar veya adeziv rezinler 1950'lerden bu yana var olan, rezin matris ve inorganik doldurucu partüküller içeren kompozit materyallerdir. Restoratif kompozit materyaller ile temel farkları düşük oranda doldurucu partikül içermeleri ve düşük viskozite göstermeleridir. Bu simanlar, konvansiyonel simanlara göre daha düşük çözünürlük ve daha yüksek çekme dayanımı gösterirler. Ancak artmış siman film kalınlığı, manipülasyon güçlükleri, artık simanın temizlenme güçlüğü başlıca dezavantajlarıdır. Rezin simanların adezyonunu olumsuz yönde etkileyen bir faktör de dentinin ojenöl ile kontamine olmasıdır. Birçok endodontik pat

ojenöl içermektedir. Kök kanalının tıkanması esnasında guta perkanın yerleştirilme basıncından dolayı ojenöllü dolgu patı dentin tübüllerine ve lateral kanallara itilmektedir. Kök dentinine penetre olan ojenöl, adeziv rezin simanlar ile simante edilen postların tutuculuğunu olumsuz olarak etkilemektedir. Dental rezinlerin sertleşme reaksiyonu, serbest radikal ilaveli polimerizasyonla olmaktadır ve bu işlemi ojenöl gibi fenolik bileşikler inhibe etmektedir. Ojenöl dentin kanalına penetre olduktan sonra uzaklaştırılması zordur ve kök dentinide ojenölün bulunması adeziv rezinle simante edilen postlarda istenilen başarının elde edilememesine neden olur. Klinisyen, yapıştırıcı siman seçiminde; bağlantı mekanizması, kullanım kolaylığı ve çalışma süresi, mikrosızıntı, ekonomik olma gibi kriterleri değerlendirilmelidir ^{14,88,91,92}. Rezin simanların yapıldıkları maddelere göre sınıflandırılması⁹¹:

2.2.4.1. Akrilik Rezin Simanlar:

Akril rezin simanların tozu; benzoil peroksit içeren metil metakrilat polimeridir. Tozu içerisinde, doldurucular ve pigmentlerde vardır. Likit ise amin hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomeridir. Sertleşme reaksiyonu; ısının açığa çıktığı, polimer büzülmesi ile karakterize radikallerin serbest polimerizasyonu sonucunda oluşmaktadır. Bu simanın diğer tip simanlara göre çözünürlüğü daha azdır. Ancak rijititesi ve viskoelastik özellikleri zayıftır. Nem varlığında dişle olan bağlantısı oldukça zayıftır⁹¹.

2.2.4.2. Modifiye Akrilik Rezin Simanlar:

Dentine bağlanabilme özelliği vardır. Toz-likit veya pasta-pasta şeklindedir. Kendi kendine polimerize olurlar. Bu simanlar özellikle metal destekli kron ve köprülerin simantasyonu ile amalgamı dentine veya kompozite bağlanmasını sağlamak için geliştirilmişlerdir. Yapılan invitro

testlerde simanın asitle pürüzlendirilmiş ve silan ile kaplanmış döküm metal yüzeylerine bağlantısının oldukça yüksek olduğu gösterilmiştir⁹¹.

2.2.4.3. Kompozit Rezin Simanlar:

Son yıllarda geliştirilen kompozit rezin simanların inorganik doldurucuya bağlanması rezin matriksinden oluşmaktadır. Kompozit rezin simanlar, esas olarak Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezinler, silika, cam doldurucudan hazırlanmış mikrodoldurucu veya küçük partiküllü hibrit kompozittir. Rezin matriks çeşitli miktarlarda seramik doldurucu içeren düşük molekül ağırlığına sahip dimetakrilat monomer ile seyreltilmiş aromatik dimetakrilat kombinasyonudur. Doldurucu hacminin dağılımına göre mikro doldurucu veya hibrit materyaller olarak sınıflandırılır. Toz-likit sisteminde, toz genellikle organik başlatıcı ve ince polimer tozu ile birlikte silika cam veya borosilikattir. Likit ise Bis-GMA veya amin hızlandırıcı içeren dimetakrilat monomer karışımıdır. Pasta-pasta formunda ise monomer ve doldurucu iki pasta içinde kombine bulunurlar. Kompozit rezin simanlar genellikle ağız sıvılarında çözünmezler. Bu simanların dişle olan bağlantısı oldukça yüksektir. Seramik restorasyonlarla beraber kullanıldıklarında kırılmaya karşı dirençleri oldukça yüksektir. Bu simanlar sadece iyi bir bağlantı sağlamakla kalmayıp aynı zamanda diş ve restorasyon ara yüzeyine gelen kuvvetleri de dağıtırlar. Basma dayanımı 100-200 MPa, çekme kuvvetlerine karşı dayanımı ise 20-50 MPa arasındadır. Bu değerler geleneksel simanlara göre oldukça yüksektir⁹¹. Kompozit rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3'e ayrılırlar:

2.2.4.3.1. Kimyasal Olarak Polimeriz Olan Rezin Simanlar:

Bu maddeler iki komponentin karıştırılmasıyla elde edilmekte ve polimerizasyon reaksiyonu başlatıcı peroksit ve hızlandırıcı amin

tarafından başlatılmaktadır. Kimyasal aktivasyon için pek çok ürün sistemi geliştirilmiştir.

- Enjektör Sistemi:

Başlangıçta kimyasal aktivatör içeren monomer ve ko-monomerden ayrı olarak enjektör içinde bulunan peroksit ile doldurucu karıştırılır. Bu enjektör içindeki reaktif parçalar bir araya gelerek mekanik olarak karıştırılır. Kullanımı kolaydır. İki bileşim tam olarak karıştırıldığı için üniform bir polimerizasyon sağlanır.

- Pasta-pasta Sistemi:

Pastanın birinde benzoil peroksit gibi yaklaşık olarak %1 oranında peroksit başlatıcı bulunurken diğer pastada ise dihidroksietil-p-toluidin gibi %5 oranında tersiyer amin aktivatör içerir. Her bir pasta rezin ve doldurucu içerir.

- Toz-Likit Sistemi:

Toz peroksit başlatıcı ve doldurucu içerirken, likit monomer, ko-monomer ve kimyasal aktivatör içerir.

- Pasta-Likit Sistemi:

Pasta içeriğini monomer, ko-monomer, doldurucu ve peroksit içerirken; likiti ise monomer ve kimyasal aktivatör içerir.

Kimyasal olarak aktive olan rezinler ışığın ulaşamadığı kavitenin derin kısımlarında daha üniform bir polimerizasyon sağlamasına rağmen, maddenin içindeki büzülme oldukça fazladır. Ayrıca karıştırma

işlemi sırasında hava ile teması adeziv yüzeylerde kabarcık oluşturarak pöröziteye neden olabilir, bu olay da polimerizasyonun bozulmasına neden olur. Bu tip rezinlerde iki bileşenin teması sonucu oluşan bileşimde viskozitede artış olur, akışkanlığı azalır ve kavitenin daha az ıslanmasına neden olur. Film kalınlığı artar. Bu dezavantaja ek olarak, simanların çalışma zamanı sınırlıdır. Bundan dolayı çok üyeli sabit bir restorasyonun simantasyonunda tercih edilmezler. Daha çok tek üyeli sabit restorasyonların simantasyonunda kullanılır.

2.2.4.3.2. Işıkla Polimerize Olan Resin Simanlar:

Bu simanlar genellikle tek veya çift pasta sisteminden oluşurlar. Pastaların içinde monomer, ko-monomer (%0.2 ile %1 oranında), doldurucu ve başlatıcı vardır. Görünür ışıkla aktive olan maddelerde, polimerizasyon 470 nm dalga boyundaki görünür ışık uygulaması ile gerçekleşir. Fotoaktivatör olarak kamforkinon kullanıldığı resin materyallerde, en yaygın dalga boyunun 468 nm olduğu ifade edilmiştir⁹³. Serbest radikali, ışığa hassas diketon ile organik amin grubunun birleşimi sonucunda oluşmaktadır. Bu sistemlerde ışık emici olarak kamforkinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Bunlar tüp içerisinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Potansiyel yararlarına rağmen; polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması bir dezavantajdır. Restorasyonun tabanında polimerize olmamış veya kısmen polimerize olmuş maddenin bulunması, retansiyon başarısızlıklarına, mikrosızıntıya, pulpal hasara veya hassasiyete neden olabilmektedir. Işıkla polimerize olan kompozitlerin, kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere göre bazı üstünlükleri vardır. Bunlar:

1. Çalışma zamanı hekimin kontrolündedir.
2. Renk seçenekleri mevcuttur.

3. Pöröziteye az rastlanır çünkü karıştırma işlemi yapılmadığı için havayı hapsedme olasılığı düşüktür.
4. Hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlanır.
5. Polimerizasyon tam olduğundan renk stabildir.
6. Visköz oldukları için restorasyonu şekillendirmek, biçim vermek ve renk ile ilgili değişiklikler yapmak mümkündür.
7. Polimerizasyon reaksiyonu, restorasyona form verildikten sonra başlatıldığı için, bitirme işlemlerine daha az gereksinim duyulur. Böylece daha düzgün bir yüzey elde edilir.
8. Kavite “ incremental “ teknik, yani tabakalama yöntemi ile küçük parçalar halinde yerleştirilebilir. Böylece hem çeşitli renk ve türdeki kompozitleri aynı kaviteye uygulama imkânı vardır, hem de polimerizasyon büzülmesi en aza indirilmiştir⁹³.

2.2.4.3.3. Kimyasal Ve Işıkla Polimerize Olan Rezin

Simanlar:

Kimyasal ve ışıkla polimerize olan bu rezinler iki pasta halinde bulunurlar. Kimyasal ve ışıkla aktivasyona sahip sistemlerin avantaj ve dezavantajlarını birlikte bulundurlar. Yapıştırıcı olarak kullanılması için akıcıdırlar ve düşük doldurucu içerirler. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan bu simanlar full porselen ve metal destekli porselenlerin simantasyonunda, inley, onley ve post simantasyonu için kullanılırlar⁹⁴.

2.3. Dental Adeziv Sistemler ve Sınıflandırılması

Adheziv diş hekimliğinin modern konseptleri, uzun zaman önce Dr. Bounocore tarafından, fosforik asitle pürüzlendirme yöntemi kullanılarak ortaya atılmıştır. Adhezyon, farklı iki maddenin birbirini çekmesi; bir maddenin başka bir maddeye bağlanmasını sağlayan, fiziksel ve kimyasal bir mekanizmadır. İki farklı yüzeyin, yüzeyler arası kuvvetlerle birbirine bağlanması olan adezyonu elde etmek için ilave edilen film tabakasına ya da materyale “adeziv“, uygulandığı maddeye ise “aderent“ denmektedir. Böylece kullandığımız bonding ajanlar; adeziv, uygulandıkları yüzey olan mine ve dentin ise aderent olarak kabul edilir. Bağlanma sistemleri, siman ve dentin arasındaki ayrılmayı önler, bağlanma yüzeyinde stres dağılımını sağlar⁹⁵.

Adezivlerin hidrofilik bileşenleri diş dokusuna bağlanırken, hidrofobik bileşenleri de restoratif maddelere bağlanmaktadır. Adezyon, diş yüzeyindeki serbest enerji ile adeziv materyalin ıslatabilirliği arasındaki ilişkidir. Eğer bağlantı ajanının ıslatma özelliği yoksa adezyon gerçekleşmez. Asitle pürüzlendirme sonrası artan yüzey enerjisi, düşen temas açısı ve bonding ajanın ıslatabilirliği adezyonun gerçekleşmesinde önemli rol oynamaktadır⁹⁵.

2.3.1. Dental adeziv sistemlerinin nesillerine göre sınıflandırılması⁹⁵:

2.3.1.1. Birinci Nesil Dentin Bonding Sistemler:

Gliserofosforik asit dimetakrilat siyanoakrilatlardır. Poliüretanlar ve N-Fenilglisilin-Glisidil Metakrilat (NPG-GMA) türevleridir. Metakrilat gruplar akrilik restoratif rezinlere bağlanma gösterirler. Gliserofosforik asit dimetakrilatın hidroliz problemi, siyonaakrilatların büyük hacimlerde polimerizasyonunda ve ağız ortamında hidrolizlerindeki

problemleri nedeniyle bu bonding ajanların klinikte başarıyla kullanımını engellemiştir. Bu sistemdeki bonding ajanların adeziv bağlantı kuvvetleri 2-3 MPa olarak bulunmuştur^{96,97,98}.

2.3.1.2. İkinci Nesil Dentin Bonding Sistemler:

Bu sistemde temel olarak polimerize olabilen fosfor grupları ilaveli Bis-GMA rezinleri kullanılmıştır^{99,100}.

Bu sistem direkt olarak smear tabakası üzerine uygulanır. Ortalama bağlanma dayanımları 1.7-6.8 MPa arasındadır ve sadece smear tabakasına sınırlı ölçüde bağlanabilirler¹⁰¹. Smear tabakasını oluşturan materyallerin birbirine zayıf bağlanması ve yine smear tabakasının altındaki dentine zayıf bağlanması yüzünden bu neslin dentine bağlanması sınırlı olmuştur. Ağız ortamında hidroliz olmaları ve dentin-sement marjinlerinde mikrosızıntıyı engelleyememeleri bu sistemin başarısızlığına yol açmıştır^{102,103}.

2.3.1.3. Üçüncü Nesil Dentin Bonding Sistemler:

Bu grubun kimyası ikinci nesil dentin bonding sistemlerinden çok farklıdır. En önemli karakteristik özelliği çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Bonding sisteminin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır^{95,97,104}.

Üçüncü nesil bonding sistemleriyle dentine bağlanma direncinde ikinci nesile göre önemli gelişmeler sağlanmış ve 1.8-18.6 MPa arasında bağlanma dayanımları elde edilmiştir^{97,100}.

Bu nesil içerisindeki bonding sistemler dentin ve sement marjinlerindeki mikrosızıntıyı azaltmada kendinden öncekilerden genellikle

daha etkili bulunmasına rağmen mikrosızıntıyı tamamen önleyememişlerdir^{97,103}.

2.3.1.4. Dördüncü Nesil Denting Bonding Sistemler:

Dentin bonding sistemlerindeki önemli gelişmeler, total asitleme kavramının ve çok basamaklı bonding sistemlerinin geliştirilmesinin öncülüğünü yapmış ve bunun sonucu olarak dördüncü nesil bonding sistemler geliştirmiştir¹⁰⁵.

Bu sistemin dentine bağlanması 3 esasa dayanır:

1. Demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabakasının oluşumunun sağlanması,
2. Asitlenmiş dentin yüzeyindeki dentin tübülleri içine rezin uzantısının oluşumunun sağlanması.
3. Dentinin ya organik yada inorganik içeriğine kimyasal bağlanmanın sağlanmasıdır^{104,106,107,108}.

Dördüncü nesil bonding sistemlerde, rezin infiltrasyonu için nemli dentin yüzeyi oluşturmada düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılmaktadır. Son basamakta ise, hem primer uygulanmış dentin yüzeyi ile hem de üzerine uygulanan kompozit rezinle kopolimerize olabilen düşük viskoziteli, doldurucusuz ya da dolduruculu bir bonding rezin uygulanmaktadır¹⁰⁵.

Bu nesilde en önemli kavram dentine bağlanmayı sağlayan hibrit tabakasının oluşumudur. Dördüncü nesil sistemler üç (multi-step) ya da iki basamakta (self-etch) uygulanmışlardır.

a. Üç basamaklı uygulamalar şu şekildedir:

1. Dentin conditioner (Dentin düzenleyici),

2. Dentin Primer (Dentin hazırlayıcısı),
3. Adeziv rezin.

b. İki basamaklı uygulamalar ise:

1. Self- etching primer (Dentin conditioner ve dentin primer kombinasyonu),
2. Adeziv rezin şeklindedir.

Dentin bonding sistemlerindeki en önemli gelişmeler, mine ve dentinin birlikte asitlenmesi, yani total-etch kavramının ve çok basamaklı bonding sistemlerinin geliştirilmesiyle başlamıştır. Bunun sonucu olarak dördüncü nesil dentin bonding sistemler ortaya çıkmıştır¹⁰⁹. Bu nesil bonding sistemlerde dentine bağlanma, smear tabakasının çeşitli asitlerle modifiye edilmesi, çözülmesi ya da tamamen ortadan kaldırılması sağlanmaktadır. Sistemde çeşitli conditionerler, primerler ve adeziv rezinler kullanılmaktadır.

a.1. Dentin Conditioner (Dentin Düzenleyici) :

Smear tabakasının varlığının, bonding sistemlerin dentine bağlanmasını zorlaştırdığının anlaşılması dentin conditionerların kullanılmasına öncülük etmiştir. Dentin conditioner, bağlantıda daha uygun bir dentin yüzeyi oluşturmak için, çeşitli asitler veya kalsiyum şelatör kullanımı ile (EDTA) smear tabakasını ve smear tıkaçlarını çıkartır. Dentin yüzeyini demineralize etmektedir, dentin yüzeyinin kimyasal olarak yeniden düzenlenmesini sağlamaktadır^{102,105,107,110}.

Mineye bağlanma asitlenme yöntemiyle başarılı bir şekilde gerçekleştirildikten sonra dentinin de asitlenmesi kavramı ortaya çıkmıştır. 1970'li yıllarda yapılan çalışmalarda fosforik asit gibi güçlü asitlerin hem

rezinin dentine bağlanma yeteneğini bozduğu hem de pulpada hasara yol açtığı görülmüşü üzerine kullanımından vazgeçilmiştir^{103,110}.

Dentin bonding sistemlerinde pek çok farklı asitleme ajanları değişik konsantrasyonlarda kullanılmıştır. Bunlardan bazıları; fosforik asit, nitrik asit, sitrik asit ve ferrik kloritin kombinasyonu, sitrik asit ve kalsiyum kloritin kombinasyonu, oksalik asit ve alüminyum tuzlarının kombinasyonu, melaik asit ve bir şelatör olan EDTA'dır. Son zamanlarda self-etching primer dediğimiz sistemlerde ise primerle kombine biçimde bazı asitler kullanılmıştır^{84,105,111}.

Self-etching primer sistemlerde total-etch sistemlere göre daha zayıf bir asit primerle kombine edilerek kullanılmaktadır. Dolayısıyla ayrı asitleme basamağı olmadığı için, dentin yüzeyinin yıkanıp kurutulması olmayacak, kollojen fibrillerinin büzülmesi önlenmiş olacaktır. Bu sistemlerde smear tabakası kısmen çözülerek; self-etching primerin, alttaki dentin yüzeyi içine, kollajen fibriller arasına ve tübüller içine girmesi sağlanmaktadır^{112,113,114}.

Dentine bağlanmada asitleme işlemiyle hem intratübüler hem de intertübüler geçirgenliğin artırılması ve kollajen fibrillerin açığa çıkarılması çok önemlidir¹¹⁵. Adeziv rezinler kollajen fibriller arasına girmektedir. Ancak asitlemeden sonra dentinde düşük enerji yüzeyi oluşmakta ve bağlanma zorlaşmaktadır. Bunu önlemek için de dentinin yüzey enerjisini arttıran primer dediğimiz ajanlar kullanılmaktadır^{116,117}.

a.2. Dentin Primer (Dentin Hazırlayıcısı) :

Primer; hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için uygulanan adezyonu yükseltici ajanlar olarak tanımlanabilir^{102,105}.

Primerler; su, aseton ve etanol gibi solüsyonlar içinde bulunan HEMA, PMDM, BPDM, NTG-GMA ve 4-META gibi çok düşük viskozitedeki hidrofilik rezin monomerlerden oluşurlar¹⁰⁵. Primerler

hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki farklı fonksiyonel grup içermektedir. Hidrofilik gruplar yani karboksil grupları suyu sevmeleri sayesinde nemli dentin yüzeyine afinite göstermektedir. Asitlemeden sonra dentinin yüzeyi nemli bırakıldıysa buradaki suyla yer değiştiren primer, kollajen fibrilleri arasına girmektedir. Asitlemeden sonra dentin yüzeyi aşırı kurutulduysa öncelikle büzülmüş kollajen ağını genişleterek kollajen ağının içine girmektedir. Hidrofobik guruplar yani metakrilat gruplar ise dentin yüzeyinin üst kısmında kalmakta ve adeziv rezine affinite göstererek onunla kopolimerize olmaktadır^{84,102,103,107,112,118}.

Primerlerin temel görevleri; dentinin ıslanabilirliğini arttırmak, büzülmüş kollajen ağ içine girmek ve kollajenleri kurutulmadan önceki boyutuna getirmek ve dentinin yüzey enerjisini arttırmaktır. Hidrofilik dentin ile hidrofobik rezinden oluşan iki farklı kimyasal yapıyı birbiriyle uyumlu hale getirmektedir^{103,112,118}.

Dentinin asitlenmesi, bağlanmada çeşitli farklılıklara neden olmuştur. Dolayısıyla bonding sistemlerin dentine bağlanma mekanizması içerisinde dört farklı uygulama şekli ortaya çıkmıştır. Bunlar:

1. Büzülmemiş kollajen ağa bonding sistemin uygulanması,
2. Büzülmüş kollajen ağa onu yeniden açmak için primer uygulanması,
3. Büzülmesini önlemek için nemliliği muhafaza edilmiş kollajen ağa primerin uygulanması,
4. Smear tabakası kaplı dentine self-etching primerin uygulanması.

a.3. Adeziv Rezin:

Temel olarak Bis-Gma ve UDMA gibi hidrofobik monomerlerden, TEG-DMA gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği arttıran hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır^{102,105}.

Primer uygulanmasından sonra, dentin yüzeyi polimerize olmamış adhezyon yükseltici moleküller içermektedir. Bonding sistem demineralize yüzey içine girmektedir. Burada polimerize olmamış adhezyon yükseltici moleküllerle kopolimerize olmaktadır. Böylece kollajen bağlantı oluşumu tamamlanır. Yani adeziv rezin sadece dentin tübüllerine değil aynı zamanda açığa çıkan kollajen fibriller arasındaki boşluklara girmektedir. Sonuçta oluşan bağlantının kalitesi tüm demineralize dentin boyunca adeziv rezinin girebilme yeteneğine bağlıdır^{102,105}.

Adeziv rezinin esas görevi; rezin-dentin-hibrit tabakasının stabilizasyonu ve "Rezin tag" olarak adlandırılan rezin uzantılarının oluşumudur. Aynı zamanda adeziv rezinler kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini kompanze ederek ayrılmayı önlemekte ve gelen kuvvetleri absorbe etmektedir^{103,107,119,120}.

a.3.1. Rezin Uzantıları:

Asitlenmiş dentin yüzeyi üzerine uygulanan adeziv rezin, tübüller içine girmekte ve burada polimerize olarak rezin uzantıları dediğimiz yapıyı oluşturmaktadır. Bu akıcı adeziv rezin, 2-4 µm genişlikteki tübüller içine ve 0.2 µm genişlikteki tübüller arasındaki lateral kanallara girebilir¹¹².

Bağlanma için en önemlisi, rezin uzantılarının kendisini çevreleyen intertübüler dentinle hibridizasyon oluşturabilmesidir. Bunun oluşması için, peritübüler dentinal matris açılmalı ve bu dentini çevreleyen kollajen fibriller açığa çıkarılmalıdır. Böylece rezin infiltrasyonu için tübül duvarının yüzey alanı artacaktır. Uygulanan rezin, tübül

lümeninden demineralize intertübüler dentin içine difüzyon yoluyla girecek ve hibridizasyon oluşacaktır. Bu şekilde oluşan rezin uzantıları da hem tübüleri kapatacak hem de rezin retansiyonuna katkıda bulunacaktır^{121,122}.

Yeni geliştirilen bonding sistemler, dentin derinliği ve nemliliğinden etkilenmeyerek tübül duvarlarına hibridizasyonla bağlanmaktadır. Hatta lateral tübül duvarlarında bile hibridizasyon oluşturmaktadır¹²³. Bu şekilde oluşan rezin uzantıları bağlanma kuvvetine büyük katkıda bulunacaktır^{105,124}.

a.3.2. Hibrit Tabakası:

Dentin yüzeyinin asidik conditioner ile demineralizasyonunu takiben bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla dental sert dokularda oluşan yapıya hibrit tabaka, rezin girmiş tabaka veya rezinle güçlendirilmiş bölge denmektedir^{105,106,122}.

Bu bölgenin fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından çok farklıdır. Çünkü bu yapı ne rezin ne de diştir, ikisinin moleküler düzeyde karışımından oluşmuş hibrit bir tabakadır. Yani kimyasal olarak farklı iki materyalin üç boyutlu kombinasyonundan oluşmuş bir ara bölgedir. Bu yapı iki farklı materyalin ayrı ayrı sundukları özelliklerden (sıkıştırmaya dirençli olan rezin ve çekmeye karşı dirençli olan kollajen fibrillerden) daha iyi özellikler sunmaktadır^{112,125}. Yüksek kalitedeki bir hibrit tabakası asitlere, tekrarlayan çürüklere dirençlidir ve mikrosızıntıyı önlemektedir. Ayrıca hibrit tabakası kompozit rezin ve dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir^{120,126}. Bu elastik bağlanma bölgesi, büzülmüş kompozit rezin ve rijit dentin yapısı arasında stersi azaltma yeteneğine sahiptir. Bu özellik, dentine bağlantının devamını, marginal bütünlüğün korunmasını ve restorasyonların retansiyonunu geliştirebilir^{112,120,127}.

Dördüncü nesil bonding sistemleriyle dentine, minedekine benzer şekilde yüksek bağlanma dayanımı sağlanmıştır. Ortalama

makaslama kuvveti dayanımı 17-26 MPa arasında bulunmuştur^{103,104}. Yüksek bağlanma kuvveti, iyi bir marjinal bütünlük ve sızdırmazlık dördüncü nesil bonding sistemlerini oldukça başarılı kılmıştır. Ancak uygulamadaki karışıklık ve teknik hassasiyet gerektirmeleri, bu sistemin dezavantajıdır.

2.3.1.5. Beşinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler:

Dördüncü jenerasyonunun üç basamaklı sistemindeki zor ve karışık olan uygulama işlemini en aza indirmek, kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüştür¹⁰⁴.

Beşinci jenerasyon dentin bonding sistemleri iki farklı tipte adeziv materyalden meydana gelmiştir:

- Tek basamaklı (all-in-one) sistemler,
- Self-etch primer bağlanma sistemleri.

Tek basamaklı sistemlerde, mine ve dentin %35-37'lik fosforik asitle 15-20 saniye boyunca eş zamanlı asitlendikten (total etch) sonra uygulanmak üzere primer ve adeziv tek çözültide birleştirilmiştir¹²⁸. Bu bonding sistemleri rezin taglar, adeziv lateral dallar ve hibrit tabakası oluşumu yoluyla asitlenmiş dentin ile mekanik bağlanma oluşturmaktadır. Mine ve dentinde yüksek bağlanma kuvveti göstermektedir¹²⁴.

Dördüncü jenerasyon materyallerde olduğu gibi bu materyallerde de bağlanmayı başarabilmek, hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bu sistemin gelişiminin uygulanan basamak sayısını azalttığı doğru olmasına karşın, bunun daha kolay ve hızlı uygulama sağladığı ifadesi yanlıştır. Çünkü bu sistem, mine ve dentinin asitlenmesi ile kat kat primer-adeziv uygulama basamakları içermektedir. İlave olarak bu materyaller dentinin nem içeriğine çok duyarlıdır ve birçok durumda

dentine rezinin penetrasyonunu sağlamak için primer-adeziv kombinasyonunun kat-kat uygulanması gerekmektedir¹⁰⁴.

2.3.1.6. Altıncı Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler:

Altıncı jenerasyon, self-etch adezivlerden oluşmaktadır. Bu sistemin ilk değerlendirmelerinde asitlenmiş dentine yeterli bir bağlanma sağlanırken, mine ile bağlanmanın daha az olduğu görülmüştür. Bu durum, altıncı jenerasyon dentin bonding sistemlerinin devamlı tazelenmesi gereken bir asidik çözültiden meydana gelmeleri ve mineyi yeterli derecede asitlemeyen bir pH'ya sahip olmalarından kaynaklanmaktadır¹²⁹.

Self-etch primer bonding sistemlerinde ise; 1993 yılında Watanabe ve Nakabayashi, mine ve dentine eş zamanlı bağlanmak için %30'luk HEMA içerisine %20 fenil-P ekleyerek bir self-etch primer geliştirmişlerdir¹³⁰. Asitleme ve primer uygulama basamaklarının birleştirilmesi çalışma zamanını kısaltmakta, asidik jelin yıkanmasını ortadan kaldırmakta ve aynı zamanda kollajenlerin çökme riskini yok etmektedir. Ancak bu sistemde dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin, çözülti devamlı olarak tazelenmelidir. Çünkü likit formülasyonu sayesinde çabuk bozulmakta ve adeziv materyal ile dentin arasında artık smear tabakası kalabilmektedir¹²⁸.

İkinci jenerasyon dentin bonding sistemlerine benzer olarak, altıncı jenerasyon dentin bonding sistemleri de smear tabakasını mine ve dentine bağlanmak için kullanılmaktadır. Bu iki jenerasyon arasındaki esas fark; primerin asiditesidir. İkinci jenerasyon adezivler smear tabakasının dışındaki bölgeleri asitleyememekte, sadece smear tabakasını modifiye etmektedir. Altıncı jenerasyon adezivler ise 4-META ve 10-MDP gibi özel olarak geliştirilmiş asidik monomerler içermektedir. Bu sayede smear tabakasını çözmektedir¹³¹. Bu monomerler self-etch adezivleri daha önceki adeziv sistemlere oranla daha hidrofilik duruma getirmektedir^{132,133}.

Ayrıca, bu monomerlerin asitleme kapasitelerini sağlamak için, ortamda iyonlaştırıcı olarak su bulunmalıdır.

Altıncı jenerasyon dentin bonding sistemler ile elde edilen bağlanma dayanımı, adezivlerin mevcut bileşimlerine bağlı olarak değişmektedir. Bazı iki basamaklı self-etch adezivlerin bağlanma dayanımları dördüncü ve beşinci jenerasyonun bağlanma dayanımına yaklaşırsa da, genellikle daha düşük bağlanma kuvveti ve dayanımı göstermektedir¹³⁴.

2.3.1.7. Yedinci Jenerasyon Dentin Bonding Sistemler (All-In-One).

Adezivlerin bu son jenerasyonu tek bileşenli, tek basamaklı self-etch adezivlerden oluşmaktadır. Her ne kadar beşinci jenerasyon dentin bonding sistemler için tek basamaklı sistemler denilse de, gerçekte sadece yedinci jenerasyon dentin bonding sistemler bu kategoriye aittir. Yedinci jenerasyon adezivler asitleme, primerleme ve adeziv rezin uygulama basamaklarını birleştirmektedir. Sonuç olarak; bu jenerasyona ait adezivler, hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerin bir karışımıdır¹³⁵.

Bugüne kadar yedinci jenerasyon dentin bonding sistemlerin birçok eksikliği belgelenmiştir. Birleşik çözeltiler karmaşık yapılarından dolayı faz ayrılmasına ve adeziv tabakalarının içinde damlacık oluşmasına eğilimindedir¹³⁵. Bu adeziv tabakalar, yarı geçirgen zarlar gibi davranarak çift yönlü su geçişine izin vermektedir^{131,136}. Ayrıca, bu jenerasyon adezivler dördüncü ve beşinci jenerasyon adezivlere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı göstermektedir^{136,137}.

Etch&Rinse (Asit ile pürüzlendirilip yıkama)		Self-Etch&Etch-Dry (Kendinden asitli)	
4.Jenerasyon	5.Jenerasyon	6.Jenerasyon	7.Jenerasyon
<p>- 15 sn asit ile pürüzlendirildikten sonra,</p> <p>- 15 sn su ile yıkanmalı ve hava ile kurutulmalıdır.</p> <p>- Kurutma işleminde dentin yüzeyinin hafif nemli bırakılmasına dikkat edilmelidir.</p>	<p>- 15 sn asit ile pürüzlendirildikten sonra,</p> <p>- 15 sn su ile yıkanmalı ve hava ile kurutulmalıdır.</p> <p>- Kurutma işleminde dentin yüzeyinin hafif nemli bırakılmasına dikkat edilmelidir.</p>	<p>Asit&Primer uygulaması</p> <p>- Su ile yıkama yapılmadan hava ile kurutulmalıdır</p>	<p>Asit & Primer & Bonding uygulaması</p>
<p>Primer uygulanması</p> <p>- Hava ile Kurutulmalı</p>	<p>Primer ve Bonding ajan uygulanması</p> <p>- Hava ile kurutulmalı ve ışık uygulanmalıdır.</p>	<p>Bonding ajan uygulanması</p> <p>- Hava ile kurutulmalı ve ışık uygulanmalıdır.</p>	<p>- Hava ile kurutulmalı ve ışık uygulanmalıdır</p>
<p>Bonding ajan uygulanması</p> <p>- Hava uygulanarak inceltirilip yayılan bonding ajana ışık uygulanmalıdır.</p>			

Tablo 1: 4.,5.,6.,7. Nesil Dental Bonding Ajanlar.

2.3.2. Uygulama Basamaklarına Göre Sınıflandırma¹³⁸ :

a. Etch and rinse 3 basamak (Total-Etch Adezivler): Bu tür adeziv sistemlerde çoğunlukla %30-40'lık fosforik asit, mineye ve dentine aynı anda uygulandıktan 15 sn sonra su ile yıkanmaktadır. Bu yüzey

pürüzlendirme/düzenleme işleminden sonra primer ve ardından adeziv uygulanarak üç basamaklı işlem tamamlanmaktadır.

b. Etch and rinse 2 basamak: Asitin dişin yıkanarak uzaklaştırılmasından sonra primer ve bond birleşimini tek şişede içeren ajan uygulanmaktadır.

c. Self etch 2 basamak: Self etch ajan uygulandıktan sonra diş kurutulmakta ve daha sonra hidrofobik ajan uygulanmaktadır.

d. Self etch 1 basamak: Etching & primer & bonding ajan birleşimi uygulanmaktadır.

2.3.3. Klinik Uygulamada Smear Tabakasındaki Etkilerine Göre EtkilerineGöreDentin AdezivlerinSınıflaması:

a. Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivler:

Smear tabakasının, bakteriyel girişe karşı pulpayı koruyan doğal bir bariyer olma özelliğinden ve bağlanma etkinliğini bozan pulpal sıvının, dentin tübüllerinden dışarı doğru akışını sınırlama özelliğinden yararlanmak için geliştirilmiştir. Etkili bir nemlilik ve smear tabakası içine girmiş monomerlerin polimerizasyonu ile alttaki dentin yüzeyine smear tabakasının bağlantısının güçlendirilmesi beklenmektedir. Sonuçta alttaki dentine mikromekanik ve kimyasal bağlanma oluşmaktadır. Bu adezivlerin dentinle etkileşimi çok yüzeyeldir. Dentin yüzeyine rezinlerin sınırlı penetrasyonu görülmektedir^{105,123,139,140}.

b. Smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran dentin adezivler:

İkinci adezyon yaklaşımı ise; total-etch teknik kullanarak aynı anda mine ve dentine asidik conditioner uygulanması, smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması esasına dayanır. Bu grubun temel prensibi, hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşmasıdır. Bu sistemler çok yaygın bir şekilde üç basamakta uygulanır. Bu tekniğin komplike olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması yüzünden daha sonraları primer ve adezivin birleştirildiği tek-şişe bonding sistemler geliştirilmiştir^{105,123,139,140}.

c. Smear tabakasını kısmen çözen dentin adezivler:

Zayıf asidik primer veya self-etching primer olarak adlandırılan bu sistemde, smear tabakasının ve alttaki dentin yüzeyinin kısmen demineralize edilmesi esasına dayanır. Aynı anda mine ve dentinin asitlenmesi, primer uygulanması ve monomerlerin smear tabakasını geçerek alttaki demineralize dentine girip polimerize olması sağlanır^{105,123,139,140,191}.

2.3.4. Adezyon Mekanizmasına Göre Sınıflandırma:

Mine ve dentine bağlanmanın temel mekanizması; diş sert dokularından uzaklaştırılan minerallerin rezin monomerlerce yer değiştirmesini içeren mikromekanik bir kilitlemedir. Günümüzün modern adeziv sistemlerinde bu adezyon stratejisi üzerine kurulmuş üç mekanizma vardır.

a. Etch and Rinse Adezivler (Total – Etch Adezivler):

Bu sistemde %30-40'lık fosforik asit mine ve dentine uygulanır ve yıkanır. Bu yüzey pürüzlendirme işleminden sonra primer ve ardından adeziv uygulanarak üç aşamalı işlem tamamlanmaktadır. Basitleştirilmiş iki aşamalı etch&rinse adezivlerde ise yüzey pürüzlendirme işleminden sonrası primer ve adeziv rezin uygulaması tek aşamada tamamlanır. Etch&rinse tekniği, mineye en etkin ve dayanıklı bağlanmayı sağlayan yöntemdir. Hidroksiapatit kristallerinin asit uygulaması ile çözülmesini takiben, oluşan boşluklara rezin akıcılığı sayesinde yayılmakta ve polimerize edilmektedir. Asitlenmiş yüzeyde; mine prizmalarının etrafını saran makrotağlar ve mine prizmalarının içine nüfuz etmiş mikrotağlar olmak üzere iki tip rezin uzantısı gözlenmektedir. Mineye retansiyon sağlamada mikrotağların daha önemli olduğu düşünülmektedir⁹⁴.

Dentinde fosforik asit uygulaması neredeyse, hidroksiapatiti tamamen yok ederek mikropöröz kollojen ağını açığa çıkarmaktadır. Sonuç olarak total etch adezivlerin bağlanma mekanizması difüzyon bazlıdır ve açığa çıkmış kollajen iskeleti içerisine rezinin infiltrasyonuna ya da hibridizasyonuna bağlıdır. Hibridizasyon mümkün olduğunca tam olmalıdır. Gerçek kimyasal bağın oluşması pek mümkün değildir, çünkü monomerlerin fonksiyonel gruplarının kollajene afiniteleri zayıftır^{94,141}.

Etch&rinse adezivlerde su bulunması, kollajen fibrillerde plastikleştirici etki yapmakta ve fibrillerin gerginliğini azaltmaktadır. Uygulanan asitin yıkanıp hava ile kurutulmasını takiben yüzeydeki su kollajen ağından uçmakta ve su-hava ara yüzündeki yüzey gerilim kuvvetleri su buharlaşması devam ettikçe kollajen ağını çökmeye zorlamaktadır. Hava püskürtmesi mikrofibrillerden suyu buharlaştırdıkça kollajen ağı gerginleşmekte ve göreceli olarak geçirgen olmayan bir yapıya dönüşmektedir. Susuz çözücü içeren adeziv rezin uygulaması, kollajen

ağının tekrar genişlemesini önleyerek gerginliğini devam ettirmektedir. Ancak uygulama yüzeyinin, su veya su içeren hidrofilik primer ile yeniden ıslatılması, kollajenlerin tekrar genişlemesini sağlamakta ve rezin infiltrasyonunu mümkün hale getirmektedir. Bu durum kurutulmuş dentin kollajeninin genişlemesi açısından çok önemlidir. Asit uygulaması ile zarar gören kollajen su ile temas ettiği zaman bir miktar eski canlılığını kazanabilmektedir, fakat asitle temas süresi arttığında bu oran düşmektedir. Ancak kollajendeki su tamamen koybolduğunda, kollajenlerin renatüre olması mümkün değildir¹⁴². Bağlanmanın uzun ömürlülüğü açısından dentinin de asitlendiği total-etch sistemlerinde, üç aşamalı etanol-su bazlı total-etch adezivleri hâlâ “altın standart” olarak kabul edilmektedir^{143,144,145}.

b. Self – Etch Adezivler:

Self-etch adeziv kavramı, yüzey hazırlanmasını (asitleme/conditioning) ve primer uygulamasını eş zamanlı olarak gerçekleştiren polimerize olabilen asidik monomerlerin kullanılması esasına dayanmaktadır. Bu yüzden self-etch sistemler fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için gerekli olan yıkama işlemini ortadan kaldırmaktadır. En yaygın olarak kullanılan self-etch adeziv sistemler iki aşama içermektedir. Birincisi; mine ve dentin yüzeyinin self-etching primer ile hazırlanması, ikincisi ise adeziv rezinin uygulanmasıdır. Diğer self-etch sistem uygulaması ise azdeziv ve self-etch primerin tek şişede toplandığı tek aşamalı self-etch sistemlerdir^{146,147}.

Self-etch ve total-etch adezivlerinin karşılaştırılması:

Asitlenmiş dentin matriksinin hava ile kurutulması sırasında kollajen çökmesini engellemek için nemli bir yüzey sağlamak ve monomerin penetrasyonunu arttırmak için çözücü kullanmak, total-etch tekniğinin önemli parçaları olup teknik hassasiyet gerektirmektedir. Self-etch adezivler ise yüzeydeki neme karşı daha az hassastır ve klinik uygulama zamanları daha kısadır. Son yıllarda hem total-etch hem de self-etch adezivlerde klinik uygulama basamaklarının azaltılması yoluna gidilmiştir^{135,148,149,150,151}.

c. Cam İyonomerler ve Cam İyonomer Adezivler:

Cam iyonomerler günümüzde, diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olarak kabul edilmektedir. Kısa bir polialkenoik asit uygulaması smear tabakayı kaldırmakta, tübülleri açmakta ve cam iyonomer içerikleri yayılarak mikromekanik bağ yapmaktadır. Buna ek olarak, polialkenoik asitin karboksil grupları hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla etkileşerek kimyasal bağlanma da sağlanmaktadır. Cam iyonomerlerin rezin bazlı self-etch yaklaşımdan farkı; polikarboksil bazlı polimerlerin yüksek molekül ağırlığı sayesinde kendi kendine bağ yapmasıdır¹⁵².

Self adhesive simanlar ilk olarak 2002 yılında 3M Espe firması tarafından (Rely X Unicem), fazla kullanım aşamaları olan diğer rezin simanların kullanımlarını basitleştirmek için üretilmiştir¹³⁸. Resin simanlar genel olarak, fosforik asit içeren metakrilat monomerlerden, bir kısmı iyon salan bir kısmı silanlanmış dolduruculardan, kimyasal ve ışıkla sertleşebilmesi için başlatıcılardan (initiator) oluşmaktadır. Asidik

metakrilat monomerler, fosforik asit ve aktif olmayan çift karbon bağlarından oluşmaktadır. Fosforik asit ve çift karbon bağları daha sonra birbirlerine bağlanmaktadır. Diş yüzeyinde ise, kalsiyum ve organik kollojen içeren inorganik apatit kristalleri vardır. SmartCem2 simanı, otomix kartuşları ile karıştırılmasından sonra, siman asidik (düşük pH) ve hidrofilik hale gelmektedir. Dişe uygulanmasıyla birlikte, fosforik asit grupları diş yüzeyindeki Ca iyonlarıyla birleşir, fosforik asit nötralize olur ve pH yükselir. Rezin simanların monomerindeki fosforik asit, dentini demineralize ederek dentine infiltrasyonu sağlamaktadır. Bu arada salınan florid iyonları diş yapısı tarafından absorbe edilmektedir. Sonuçta metakrilat molekülleri ve doldurucular, üç boyutlu yüksek moleküler ağırlıkta çapraz bağlı hale gelmektedir. Bu ise hidrofilik olan resin simanı hidrofobik hale getirecektir¹³⁸.

Self adeziv simanlar uygulamadan önce diş yüzeyinde işlem gerektirmez. Uygulama işlemi konvansiyonel simanlarda olduğu gibi tek aşamalıdır. Üreticilerin talimatlarına göre, smear tabakası uzaklaştırılmadığı için operasyon sonrası hassasiyet beklenmemektedir. Self adeziv simanlar suya dirençlidirler ve florid iyonları salmaktadır. Dentine ve restoratif materyale kimyasal olarak bağlanmaktadır. Ayrıca uygulanan işlemlerin sırasının karıştırılma riski vardır ve işlemleri daha basite indirgeme gerekliliği self adeziv simanların önünü açmıştır. Tüm self adeziv resin simanlar dual-cure ve radyopak materyaller olup flor salma yeteneğine sahiptir. İnley, onley, kron, köprü ve post simantasyonun da kullanılmaktadır^{135,138,152}.

2.4. Post-Kor Restorasyonlarında ve Kök Dentininde Mikrosızıntı:

Mikrosızıntı; kavite duvarı ve ona uygulanan restoratif materyal arasından bakterilerin, sıvıların, moleküllerin ve iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişi olarak tanımlanmaktadır¹⁵³. Mikrosızıntı problemi birçok faktörün dahil olduğu karmaşıık bir durumdur. Dental dokulara restoratif materyalin zayıf bağlantısı, rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, diş ve restoratif madde arasındaki ısısız genleşme katsayısının farklılığı mikrosızıntının oluşumunda etkili faktrlerdir^{8,153}.

Diş ile restorasyon arasındaki mikrosızıntı, dental restorasyonun ömrünü etkilemektedir. Mikrosızıntı, restorasyon marjinlerinin renklenmesine, restorasyonun marjinal kenarlarındaki bozulmanın hızlanmasına, diş ve restorasyon ara yüzeyinde sekonder çürüklerin gelişimine, restorasyonun korozyonuna, postoperatif hassasiyete ve pulpal patolojilerin gelişimine sebep olabilmektedir⁸.

Mikrosızıntının genellikle restorasyon ve diş arasındaki aralıklardan meydana geldiğine inanılmaktadır. Diş ve restorasyon arasında hiç aralık bulunmayan restorasyonların özelikle dentin marjinlerinde hiç sızıntı göstermemesi gerekmektedir. Ancak son jenerasyon bonding sistemlerin kavite duvarı boyunca hiç aralık bulunmamasına rağmen bazen sızıntı gösterdikleri tespit edilmiştir. Sano ve arkadaşları; gümüş nitrat kullanarak yaptıkları sızıntı çalışmasında, bağlantı arayüzeyini SEM (scanning electron microscope) altında inceliklerinde diş ve restorasyon ara yüzeyinde bir aralık olmaksızın adeziv rezin altında beyaz parlak görünümlü gümüş atomlarını izleyerek sızıntının varlığını tespit etmiřlerdir²³⁶.

Restoratif materyal çevresindeki mikrosızıntıyı ölçmek için kullanılan laboratuvar metodları ¹⁵⁴ :

1. Boya sızıntı yöntemi
2. Elektrokimyasal sızıntı yöntemi
3. Otoradyografi yöntemi
4. Bakteriyel sızıntı yöntemi
5. İnsan serum sızıntı yöntemi
6. Glikoz penetrasyon yöntemi
7. Sıvı filtrasyon tekniği yöntemleridir.

2.4.1. Boya Sızıntı Yöntemi:

Basit ve ucuz olmasından dolayı en sık tercih edilen yöntemdir. Kanalların doldurulmasından sonra, kanal dolgu maddelerinin tam olarak sertleşmesi için bir süre beklenmektedir. Daha sonra tüm diş yüzeyi tırnak cilası veya parafin ile kaplanmaktadır. Bu işlem tamamlandıktan sonra dişler boya solüsyonunda 37°C'de bekletilmektedir. Boya solüsyonundan çıkarılarak yıkanmakta ve boya penetrasyonunun değerlendirilmesi için hazırlanmaktadır. Boya sızıntı çalışmalarında, değişik tipte ve konsantrasyonda boya solüsyonları kullanılmaktadır. Bunlar arasında florescein, proion, brilliant, çini mürekkebi, crystal violet, rhodamine B, bazik fuksin, eosin, prussian mavisi ve metilen mavisi yer almaktadır. En çok metilen mavisi kullanılmaktadır. Çalışmalarda tek başına boya penetrasyonuna bakıldığı gibi vakum ve santrifüj ile birlikte boya penetrasyonu ve şeffaflaştırma teknikleri de kullanılabilir¹⁵⁵. Bunların

yanı sıra gümüş boyama tekniği de boya sızıntısı ölçümleri arasında yer almaktadır.

2.4.2. Elektrokimyasal Sızıntı Yöntemi:

İki metal parçası ve bir elektrolit içerisine daldırılıp dışarıdan bir güç kaynağına bağlanarak, bir elektrik akımı oluşturma esasına dayanmaktadır. Kök kanal dolgusu içine yerleştirilen çelik parça “anot”, dışın daldırıldığı potasyum klorür solüsyonu “elektrolit” ve paslanmaz çelik tel “katot” görevi yapmaktadır. Potasyum ve klorür iyonlarının kök kanallarından geçmesiyle elektrik akımı meydana gelmektedir. Akımın büyüklüğü penetrasyon dercesini göstermektedir. Elektrokimyasal yöntemin dezavantajı, zamanla bakır anot üzerinde korozyon artıklarının birikmesi sonucu iyon akışının engellenmesine bağlı olarak sızıntı değerlerinin doğru olarak okunamamasıdır¹⁵⁶.

2.4.3. Otoradyografi:

Sızıntı çalışmalarında çeşitli radyoizotop solüsyonlarının kullanılmasıyla bu teknik ortaya çıkmıştır ve kullanılmaya başlanmıştır. İncelenecek olan dişlerin herhangi bir radyoizotop solüsyonu içerisine yerleştirilip belirli bir süre bekletilmesinin ardından oda şartlarında diş hekimliğinde kullanılan periapikal filmlerin emülsiyon yüzeylerine yerleştirilmektedir. Beta ışınlarının oluşturduğu ekspozitifler incelenerek sızıntı ölçümleri yapılmaktadır¹⁵⁷. Çalışma şartlarının zorluğu, kullanılan maddelerin insan hayatı ve çevre için son derece riskli olması radyoizotop çaplarının bakteri çaplarından çok daha küçük olması ayrıca uygulanan diğer sızıntı tekniklerine göre çok belirgin bir üstünlüğünün bulunmaması bu tekniğin dezavantajları arasındadır^{157,158}.

2.4.4. Bakteriyel Sızıntı yöntemi:

Bu yöntemde dişler, gram pozitif veya gram negatif belirli bir bakteri kültürü içine yerleştirilmektedir. Belirli bir inkübasyon süresi sonrasında besi yerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun renk değiştirip değiştirmemesine göre kök kanallarında bakteri varlığı veya yokluğu değerlendirilmektedir. Bakteriyel sızıntı deneylerinde öncelikle steril ve dikkatli çalışmak çok önemlidir. Aksi durumda örneklerin hazırlanması ve kesit alınması sırasında dış ortamdan steril olmayan aletlerden veya hekimin elinden bulaşacak mikroorganizma hatalı sonuca yol açacaktır¹⁵⁴.

2.4.5. İnsan Serumı Sızıntı Yöntemi:

Bu yöntemde kök kanallarına, radyoaktif C (karbon) insan serum albumini enjekte edildikten sonra, dişlerin köklerinin apikal kısımları fizyolojik insan serum albuminin içine daldırılmaktadır. Daha sonra insan serum albuminin 5 ml kadar kısmı geri çekilerek spektrometre cihazı yardımıyla içindeki radyoaktif C insan serum albumini miktarı ölçülmektedir.

2.4.6. Glikoz Penetrasyon Yöntemi:

Son zamanlarda popülerlik kazanmış olan glikoz penetrasyon yöntemi, ilk olarak Xu ve arkadaşları tarafından 2005 yılında tanımlanmıştır. Diş kökünün koronal parçası “ Eppendorf ” şişesine bağlanmaktadır. Bu şişenin kapak tarafına 15 cm uzunluğunda plastik bir tüp bağlanmaktadır. Bu birleşim 5mL’lik steril cam şişe içerisine

yerleştirilmektedir. Sızdırmazlık için tüm birleşim yerleri siyanoakrilat yapıştırıcı ile kaplanmalıdır. Kökün en koronal noktasından 14 cm daha yukarıda olacak şekilde “ Eppendorf ” şişesine %0.2 NaN₃ (sodyum azide) içeren glikoz solüsyonu enjekte edilmekte, böylece 1.5 kPa hidrostatik basınç elde edilmektedir. Kökten sızan glikoz, cam şişede toplanmaktadır. Mikrosızıntı, 24 saat, 1, 2, 3, 5, 8 ve 12. haftalarda 500-nm dalga boylu spektrofotometre cihazı ile yapılan ölçümler sonrasında değerlendirilmektedir. Glikoz hidrofildir ve düşük molekül ağırlığına sahiptir. Bu nedenle endodontik sızıntı ölçümlerinde iyi bir yöntemdir¹⁵⁹.

2.4.7. Sıvı Filtrasyon Yöntemi:

Sıvı filtrasyon yöntemi, 1986 yılında Derkson ve arkadaşları tarafından geliştirilen, 1993 yılında Wu ve arkadaşları tarafından modifiye edilen; kanal dolgu materyallerinin sızıntısını ölçen tekniklerden birisidir. Sıvı filtrasyon tekniğinde sürekli basınç altında kök kanal dolgusu boyunca sıvı hareketi değerlendirilmiştir. Bu metotta bir oksijen tüpü ve ona bağlı hidrostatik basınç sağlayan basınç tenceresi vasıtasıyla çapı 1 cm olan mikropipetten akabilen 3-15 psi arasındaki basınçlarda su basıncı oluşturulmaktadır. Mikropipetin bir bölümüne 7 cm uzunluğunda küçük bir cam boru ve bu boru etrafına da hava kabarcığının hareketini milimetre cinsinden ölçmek için milimetrik bir cetvel yerleştirilmekte ve cam boru içindeki basınçlı su arasında da mikroşırınga aracılığıyla küçük bir hava kabarcığı oluşturulmaktadır. Basınçlı su, diğer bölgeleri sızdırmaz bir şekilde kapatılan kök ucu açık restorasyon yüzeyine gönderilmektedir. Restorasyon-diş bağlantı ara yüzeyinden su sızıntısı oldukça, cam boru içindeki hava kabarcığı da hareket edecek ve bu hareketin miktarı milimetrik cetvelden okunarak materyalin mikrosızıntısı tespit edilecektir^{8,160}.

Bütün restoratif materyaller gibi dentin adeziv materyallerinin kullanımları sadece vital dişlerde değil, devital veya endodontik tedavi görmüş dişler üzerinde de gerçekleştirilmektedir. Bu nedenle kullanılan materyallerin diş dokularında test edilmeleri, endodontik tedavi görmüş dişlerin de bu test teknikleri içerisinde dahil edilmelerini gerektirmektedir.

2.5. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Özellikleri

Endodontik tedavi, kısaca pulpa odasının ve kök kanal sistemi içeriğinin tamamen çıkarılmasını ve artıklardan temizlenmesini içermektedir. Başarılı bir temizleme işlemi, dentini mekanik olarak çıkartmak için endodontik aletlerin kullanımını, ulaşılabilen bölgelerdeki zayıflamış debrisi çözmek ve uzaklaştırmak için irrigasyon solüsyonlarının kullanımını gerektirmektedir^{161,162,163}.

Sodyum hipoklorit (NaOCl) ve hidrojen peroksit (H₂O₂) en yaygın kullanılan, kimyasal olarak aktif irrigasyon solüsyonlarıdır. Bu irrigasyon solüsyonlarının kullanımı, büyük debrilerin uzaklaşmasını, yağlanmayı, mikroorganizmaların uzaklaştırılmasını ve dokuların çözülmesini sağlamaktadır. Bu solüsyonlar, kök-kanal dentininin hem organik hem de inorganik içeriğine direkt etki göstermektedir^{164,165}.

Sonuçta endodontik tedavi; dentin yapısını mekanik, kimyasal ve fiziksel olarak değiştirmektedir^{163,164,165}. Bu nedenle yapılacak restorasyonlarda bu durumun göz ardı edilmemesi ve restorasyon seçiminin dikkatli yapılması gerekmektedir.

Endodontik tedavinin başarısının devamında; kök kanal tedavisinin yanısıra, iyi bir restorasyonun da büyük önemi vardır. Özellikle iyi marjinal kapama sağlamayan restorasyonlardan dolayı mikrosızıntı oluştuğu ve bu mikrosızıntı sonucunda da kök kanal dolgusunun olumsuz yönde etkilendiği gözlenmiştir^{166,167}.

Kök kanal sisteminin koronal bölümü, konservatif restorasyonların mikrosızıntısı sonucunda ağız florası ile kontamine olmaktadır. Bu mikrosızıntı; tekrarlayan periapikal lezyonlara, sekonder çürüklere ve dişlerin içsel renklemelerine de neden olabilmektedir^{83,168,169,170,171,172}.

Vire¹⁶⁶ yaptığı çalışmada; endodontik tedavi görmüş dişlerdeki kayıpların sadece %8.6'sının endodontik sebeplerden, %59.4'ünün protetik hatalardan ve %32'sinin periodontal hatalardan olduğunu göstermiştir.

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu için en çok amalgam kullanılmıştır. Fakat amalgamın diş dokularına mekanik olarak tutunması, zaten zayıf bir yapıya sahip olan kanal tedavili dişlerin yapısını güçlendirmemekte, aksine retansiyon için ilave preperasyonlarla daha da zayıflatmaktadır. Sonuçta, böyle restorasyonlar zamanla kırılmalara ve sızıntılara sebep olmakta ve başarılı bir kanal tedavisi yapılmış olan diş, başarısız koronal restorasyon yüzünden kaybedilebilmektedir. Amalgamın bu dezavantajlarından dolayı kompozit rezinler ve dentin bonding sistemler kullanılmış, fakat ilk dentin bonding sistemlerin zayıf bağlanma dayanımları ve kompozit rezinlerin yüksek polimerizasyon büzülmesi yüzünden başarısızlıklar devam etmiştir. Bu nedenle endodontik tedavi görmüş dişlerde kısmen tüberküllerinin de kapatıldığı restorasyonlar sıklıkla tavsiye edilmiştir^{162,173}.

Son zamanlarda daha iyi dentin bonding sistemlerin ve polimerizasyon büzülmesi düşük, mekanik dayanımları yüksek kompozit rezinlerin geliştirilmesi, kanal tedavili dişleri başarılı bir şekilde restore etme şansı vermiştir. Bu adeziv restorasyonlar, geleneksel metodlara göre birçok avantaja sahiptir. Öncelikle, bu restorasyonlar dişe adeziv bağlandıkları için, retansiyon için ilave preparasyon gerektirmediklerinden dişin daha da zayıflamasını önlemekte ve sadece kaybolan diş yapısını yerine koyarak kalan diş yapısını güçlendirmektedir. Streslerin bağlanma

ara yüzeyi boyunca dağılmasını sağlayarak restorasyonun kırılmasını önlemektedir. Diş dokularına adeziv olarak yapıştıklarından mikrosızıntıyı engellemektedirler^{164,165,174}.

Ancak endodontik tedavi görmüş dişlerde pulpa odası boşluğunu da içine alacak bir restorasyon planlandığında, pulpa odası duvarlarının histolojik ve biyokimyasal özellikleri, adeziv materyallerin dentine bağlantılarını etkileyen önemli faktörler olarak karşımıza çıkmaktadır.

Pulpa ve dentin dokuları, birçok araştırmacı tarafından tek bir doku olarak düşünülmüştür. Çünkü bu iki doku birbirleri içine girmekte ve tek bir fizyolojik yapı olarak hareket etmektedir. Dentin odontoblast hücrelerinden oluşmaktadır. Odontoblastlar ise hem dentinin hem de pulpal dokuların bir parçası olarak düşünülmektedir. Odontoblast hücrelerinin gövde kısımları pulpa odasında, uzantıları ise mineralize dentindeki tübüller içine kadar uzanmaktadır (Tomes Lifleri). Bu odontoblastik hücre özellikleri dentinin yaşayan bir doku olarak düşünülmesine neden olmaktadır. Dolayısıyla fizyolojik ve patolojik uyarılara cevap verebilmektedir^{175,176}.

Mine-dentin sınırından içeriye doğru ilerledikçe, mineralize dentin yapısından sonra pulpa odasına doğru pre-dentin ve odontoblast hücreleri bulunmaktadır. Pre-dentin, dentinin pulpal sınırında yeni oluşmuş ve daha mineralize olmamış bir dentin tabakasıdır. İlk olarak, organik matriks üretilir ve ikinci olarak, inorganik mineral madde ilave olmaktadır. Mineralizasyon, pre-dentin-dentin birleşiminde meydana gelmekte ve pre-dentin yeni bir dentin tabakasına dönüşmektedir. Primer dentin oluşumu esnasında, 3-4 μm^2 'lik pre-dentin üretilmekte ve kalsifiye olmaktadır. Dişler oklüzyona ve fonksiyona girdikten sonra bu aktivite günde 1-1.5 μm^2 ye düşmektedir^{175,176}.

Dentinin ilk yapısını oluşturan primer dentin yapımı bittikten sonra, pulpa odasının iç duvarlarında hayat boyu herhangi bir uyarın

olmaksızın sürekli, ama az bir şekilde üretilen sekonder dentin dediğimiz dentin tabakası oluşmaktadır. Sekonder dentin, çok köklü dişlerde yan duvarlardan daha çok, pulpa odasının çatı ve taban kısmında oluşmaktadır. Bazen atrizyon, abrazyon, erozyon, travma, orta dereceli çürük ve bazı tedavi prosedürleri gibi iritanlara cevap olarak pulpanın kendi içine doğru oluşturduğu dentine ise tamir dentini denmektedir. Bu dentin primer ve sekonder dentinden farklı olarak düzensiz tübüllere sahiptir^{175,176}.

Dentin çalışmaları genelde okluzal, proksimal ve kök dentini üzerinde yoğunlaşmıştır. Fakat furkasyon bölgesindeki ve pulpa odasındaki dentin üzerine pek araştırma yapılmamıştır¹⁹². Pulpa odasındaki dentinin, özellikle predentin ve onu takiben oluşan pulpayı çevreleyen öncü dentin oluşumlarının histolojisi ve morfolojisi hakkında bir takım bilgiler olmasına rağmen, bu bölgedeki dentinin geçirgenliği, bu bölgeye yapılan dolguların sızdırmazlığı ve bağlanma gücü hakkında bilgiye çok rastlanmamaktadır^{177,178}.

Bu araştırmanın amacı; endodontik tedavi uygulanmış dişlerde kullanılacak olan, cam-fiber ve zirkonyum seramik postları üç farklı adeziv rezin simala yaptırdıktan sonra kök dentininde oluşabilecek mikrosızıntıyı karşılaştırmalı olarak incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Deney Laboratuvarı ve Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde (UNAM) gerçekleştirilmiştir. Araştırmada endodontik tedavileri yapılmış 60 adet tek köklü insan premolar dişi; cam-fiber post ve zirkonyum seramik post uygulanmak üzere iki farklı gruba ayrılmıştır (n=30). Bu gruptaki dişler iki farklı post tipi üç farklı adeziv rezin simanla simante edilmek üzere 3 gruba ayrılmıştır (n=10). Örnekler termalsiklus ve suda bekletme yöntemi ile yapay yaşlandırma işleminden sonra boya sızıntı yöntemi ile kök dentininde oluşan mikrosızıntı değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

3.1. Dişlerin Toplanması:

Araştırmada kullanılmak üzere 60 adet apeksi tam olarak kapanmış tek köklü ve tek kanallı insan premolar dişi toplanmıştır. Toplanan dişler tıbbi atık olarak atılmış dişlerdir (Resim 1). Bu araştırma için diş çekilmemiştir. Dişlerin boyutlarının birbirine yakın olmasına dikkat edilmiştir. (Araştırmada kullanılacak dişler için; Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Etik Kurulu tarafından 10.05.2011 tarihinde 15/2 sayılı kararı ile onay alınmıştır).



Resim 1: Araştırma için toplanan tek köklü, tek kanallı insan premolar dişleri (n=60).

Kök gelişimini tamamlamamış, çift kanallı, kalsifiye kanalları olan, kök kırığı mevcut olan ve çürük dişler araştırmaya dahil edilmemiştir. Bu işlemler için dijital radyografi (Visiodent, Cefla Dental Group, Imola, İtalya) kullanılmış ve gerekli değerlendirmeler yapılmıştır. Kök yüzeyindeki organik birikintileri uzaklaştırmak amacıyla dişler 2 saat boyunca %5'lik sodyum hipoklorit (Werax, Türkiye) içerisinde bekletilmiştir. Bu süre sonunda dişler distile su ile yıkanmış ve kök yüzeyinde kalan birikintiler periodontal küret yardımıyla uzaklaştırılmıştır.

Dişler çalışma zamanına kadar, oda ısısında ve nemli ortamda muhafaza edilmiştir. Kronlar, 14 ± 1 mm kök uzunluğu bırakılacak şekilde mine-sement birleşiminden, düşük turla (7000 dev/dak) çalışan elmas kaplı diskle (Diatech, Heerbrugg, İsviçre) ayrılmıştır. Örnekler her gruba 10 örnek olacak şekilde rastgele 6 gruba ayrılmıştır (n=10).

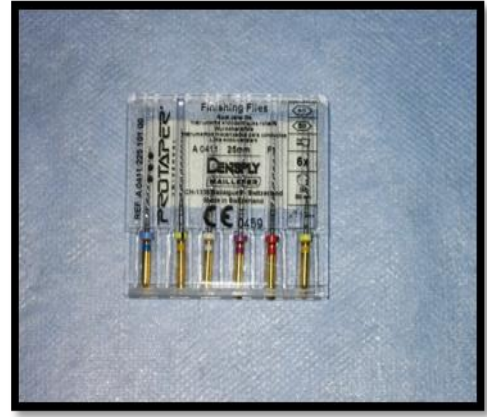
3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Yapılması:

Kanallar tork kontrollü rotary sistemiyle (X-Smart, NSK, Dentsply Maillefer, İsviçre) (Resim 2) kemomekanik olarak prepare edilmiştir. Kanal çalışma uzunluğu apikal foramenden 1 mm kısa olacak şekilde belirlenmiştir. Kanal preperasyonu Ni-Ti eğe sistemiyle (Protaper Universal, Dentsply Maillefer, İsviçre) yapılmış ve çalışma boyutuna kadar genişletilmiştir. %17'lik EDTA (tg-chelcream, Technical&General Ltd.,

Londra, İngiltere) (Resim 6) ve %5'lik sodyum hipoklorit solüsyonu, farklı çaplarda eğelerin kullanımıyla birlikte uygulanmıştır (Resim 4). Protaper Ni-Ti eğeleri her 5 dişten sonra yenisiyle değiştirilmiştir (Resim 3). Kanallar daha sonra 10 mL distile su ile yıkanmış ve kağıt konilerle (Paper Point, Dia-ProISO.06, Diadent Group İnt., Kore) kurutulmuştur. Hazırlanan kanallar rotary sistemine uygun guta perkalar ile doldurulmuştur (Dia-ProISO.06, Diadent Group İnt., Kore) (Resim 7). Kanal patı olarak rezin bazlı AH plus (De Trey, Konstanz, Almanya) (Resim 5) kullanılmıştır.



Resim 2: Tork kontrollü rotary sistem (X-Smart, NSK, Dentsply Maillefer, İsviçre)



Resim 3: Ni-Ti eğeler (Protaper Universal, Dentsply Maillefer, İsviçre)



Resim 4: Sodyum hipoklorit (%5)
(Werax, Türkiye)



Resim 5: Rezin esaslı kanal dolgu patı
(AH Plus, De Trey, Konstanz, Almanya)



Resim 6 : %17'lik EDTA
(tg-chelcream, Technical&General Ltd
Londra, İngiltere)



Resim 7: Guta-Perka
(Dia-Pro ISO.06, Diadent Group
İnt., Kore)

3.3. Post Boşluğunun Hazırlanması:

Post boşluğu kök kanal tedavisinin bittiği seans hazırlanmıştır. Guta perka kanal dolguları, kök kanallarından 3 ve 4 numaralı “gates glidden” (Maillefer, Ballaigues, İsviçre) frezleriyle uzaklaştırılmıştır. Frezlerin çalışma derinliği silikon stopperler ile 9 mm olarak belirlenmiştir (Resim 9,10). Araştırmada kullanılan tüm postlar 1.4

mm çapında cam fiber post (FP) (HT-Glasfiber; Cytec Blanco, Hahnenkratt, Almanya) ve zirkonyum seramik postlardır (ZP) (Cosmo Post; Ivoclar Vivadent AG, İsviçre) (Resim 8) . Kanal duvarları, üretici firmanın post setinde mevcut olan özel frezleriyle düşük devirde, su ve hava soğutmalı olarak genişletilmiştir (Resim 10).

Kanal duvarlarının genişliği; kullanılacak olan cam fiber ve zirkonyum seramik postların genişliğine uygun olacak şekilde hazırlanmıştır. Tüm dişlere; frezlerin üzerindeki 9mm'lik çizgiler referans alınarak post yuvası açılmıştır. Kullanılan frezler her 5 diştten sonra yenisiyle değiştirilmiştir. Kullanılan postlar apikalde daralan "tapered" tipte olup koronal bölümde çapı 1.4 mm, apikal bölümde ise çapı 1.0 mm'dir. Kök kanalları içinde apikal sızdırmazlığı sağlamak için apikalde 4 mm guta perka bırakılmıştır. Tüm postlar 9 mm kanal içinde, 4 mm kor restorasyonu olmak üzere toplam 13 mm uzunlukta olacak şekilde işaretlenmiştir. Kanal içerisinde post preperasyonu esnasında frezler tarafından oluşturulan smear tabakasını uzaklaştırmak ve dentin tübüllerini açarak bağlantı dayanımını arttırmak için, 3 mL %5' lik sodyum hipoklorit, 5 mL %17'lik EDTA kimyasal ajanları ve en son 5 mL distile su kanal içine uygulanmıştır.

3.4. Kullanılan Postlar ve Adeziv Simanlar (Tablo 2):

Araştırma için cam fiber post (FP) ve zirkonyum seramik post (ZP) kullanılmıştır (Resim 8). Kullanılan cam fiber post simantasyon işlemi öncesinde üretici firmanın talimatları doğrultusunda; fiber postların yüzeyine sadece alkol ile yıkama ve kurutma işlemi uygulanırken, zirkonyum seramik postları yüzeyine hiçbir işlem uygulanmamıştır.

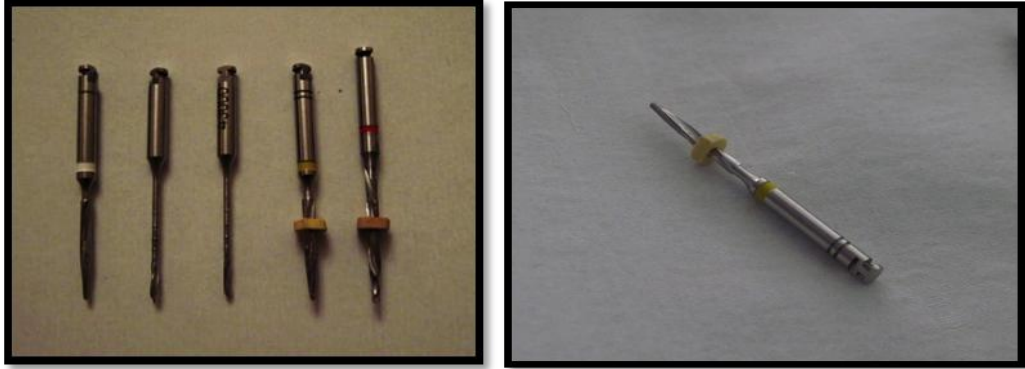


Resim 8: Cam Fiber ve Zirkonyum seramik post sistemleri (HT-Glasfiber; Cytec Blanco, Hahnenkratt, Almanya ve Cosmo Post; Ivoclar Vivadent AG, İsviçre).

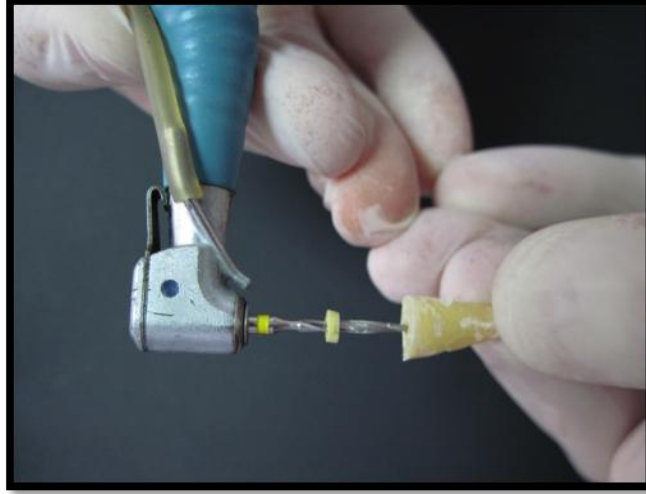
Örneklere yerleştirilecek postların farklı adeziv simanlarla simantasyonu yapmak üzere farklı gruplar oluşturulmuştur. Bu gruplar; Panavia F2.0 (PAN)(Kuraray Medical Inc, Japonya) (Resim 10), Smart Cem2 (SC) (Dentsply Caulk, Amerika) (Resim 11) ve Variolink II Professional Set (VPS)(Ivoclar Vivadent , İsviçre) (Resim 12) gruplarıdır (n=20). Bu adeziv resin simanlar cam fiber post (FP) ve zirkonyum seramik postları (ZP) simante etmek için kullanılmışlardır. Toplamda 6 adet grup oluşturulmuştur (PANFP), (PANZP), (VPSFP), (VPSZP), (SCFP), (SCZP) (n=10).

Materyal	Tipi	Kimyasal Bileşimi & İçerik	Üretici Firma
Smart Cem2	Kompozit Rezin Siman	UDMA, 2-3 metakrilat resin, fosforik asit modifiyeli akrilik resin, baryum boron floro- alüminyum silikat cam, organik peroksit başlatıcı, komforkinon(fotoinhibitör), titanyum dioksit, demir oksit, hidrofobic silikon dioksit.	Dentsply Caulk, Amerika
Panavia F2.0	Kompozit Rezin Siman	Bis-GMA, MDP, kuartz, benzol peroksit başlatıcı, fosfor monomer, tersiyer amin, sülfür, stabilize ediciler.	Kuraray Medical Inc, Japonya
ED Primer 2.0	Primer	HEMA, 5-NMSA, MDP, su ve katalizör.	Kuraray Medical Inc, Japonya
Variolink II	Kompozit Rezin Siman	Bis-GMA, UDMA, TEG-DMA, silikon dioksit, self-curing başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler.	İvoclar Vivadent, İsviçre
Syntac Primer	Primer	Su esaslı çözelti içerisinde trietilen glikol dimetakrilat, polietilen glikol dimetakrilat, maleik asit ve aseton.	İvoclar Vivadent, İsviçre
Syntac Adhesiv	Adeziv	Su esaslı çözelti içerisinde polietilen glikol dimetakrilat ve glutar- aldehid.	İvoclar Vivadent, İsviçre
Heliobond	Bond	Bis-GMA, trietilen glikol dimetakrilat, stabilize ediciler ve katalizör.	İvoclar Vivadent, İsviçre
HT-Glasfiber	Post	Cam fiber post	Cytec Blanco, Hahnenkratt, Almanya
Cosmo Post;	Post	Zirkonyum seramik post	İvoclar Vivadent , İsviçre

Tablo 2: Kullanılan Rezin Simanlar ve Post Sistemleri (Bağlayıcı Ajanlar ve İçerikleri).



Resim 9 : Post boşluğunu hazırlamak için kullanılan frezler.



Resim 10: Lastik stopper ile belirlenen 9 mm post derinliğine göre post boşluklarının hazırlanması.

3.5. Postların Simantasyonu:

3.5.1. Panavia F 2.0 Rezin Simanın Uygulanması:

Panavia hem kimyasal, hem de ışıkla polimerize olan; metal, kompozit, porselen restorasyonların ve endodontik postların

yapıştırılması için geliştirilen, iki bileşenden oluşan rezin bazlı bir yapıştırma simanıdır (Resim 11).

PANFP ve PANZP grubunda bulunan dişlere eşit miktarda primer (ED primer II A&B, Kuraray Medical Inc, Japonya) 60 sn karıştırılarak kanal içerisine kendi özel fırçaları ile uygulanmış ve 30 sn beklenmiştir. Daha sonra hava-su spreyi ile kurutulmuş ve fazla primer ajan kâğıt peletler yardımıyla temizlenmiştir. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda eşit miktarda A&B Panavia rezin siman, karıştırma kâğıdında 20 sn. boyunca homojen bir şekilde karıştırılmıştır. Daha sonra siman periodontal sond yardımıyla kanal içerisine gönderilmiştir. Ayrıca rezin siman postların üzerine de uygulanmıştır. Parmak basıncı ile post kanal yerleştirilmiştir. Marjindeki fazla rezin siman uzaklaştırıldıktan sonra, oksijenin rezin simanın polimerizasyonunu inhibe etmesini engellemek amacıyla gliserin (Oxyguard II; Kuraray Medical Inc, Japonya) uygulanmıştır. Yine parmak basıncı altında oklüzalden 30 sn ışık uygulanmıştır (Ultra+, HighLux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) (Resim 15).



Resim 11: PanaviaF 2.0 rezin siman(Kuraray Medical Inc, Japonya)

3.5.2. Smart Cem2 Rezin Simanın Uygulanması:

SmartCem2 hem kimyasal, hem de ışıkla polimerize olan; metal, kompozit, porselen restorasyonların ve endodontik postların yapıştırılması için geliştirilen, yapısında florid içeren, mine ve dentini ayırt

etmeksizin uygulanabilen ve iki bileşenden oluşan bir self-adeziv rezin simandır (Resim 12).

SCFP ve SCZP grbunda bulunan dişlere; iki pat halinde bulunan, siman bileşenlerini homojen olarak karıştırmaya izin veren otomix kartuşları sayesinde karıştırılan siman, hava ile kurutulmuş ve başka bir işlem yapılmamış (asit, primer ve bonding uygulaması olmadan) post boşluğuna uygulanmıştır. Simanın post boşluğunun derin kısmına ulaşabilmesi için peridontal sondtan yararlanılmıştır. Ayrıca rezin siman postların üzerine de uygulanmıştır. Parmak basıncı ile post kanal yerleştirilmiştir. Marjindeki fazla rezin siman uzaklaştırılmıştır. Post kanala yerleştirildikten sonra 30 sn ışık uygulanmıştır.

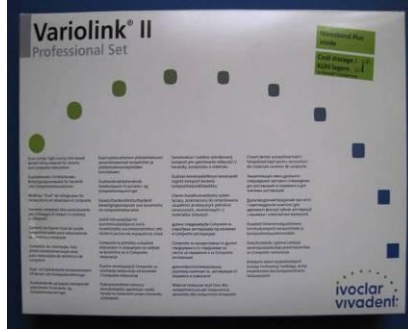


Resim 12: SmartCem2 rezin siman (Dentsply Caulk, Amerika)

3.5.3. Variolink II Resin Simanın Uygulanması:

Variolink II hem kimyasal, hem de ışıkla polimerize olan; metal, kompozit, porselen restorasyonların ve endodontik postların yapıştırılması için geliştirilen, iki bileşenden oluşan rezin bazlı bir yapıştırma simanıdır (Resim13).

VPSFP ve VPSZP gurubunda bulunan dişlere %37 lik fosforik asit (Total Etch, Variolink II, İvoclar Vivadent, İsviçre) üretici firmanın talimatları doğrultusunda kök dentin yüzeyine asit 10-15 sn. süreyle uygulanmıştır. Asit, 5-10 sn süreyle su spreyi ile yıkanmış ve kök dentin yüzeyi hava spreyi ile kurutulmuştur. Ancak kurutma işlemi hafif bir nem parlaklığı kalıncaya kadar devam etmiş aşırı kurutma işleminin yapılmamasına dikkat edilmiştir. Syntac primer (Variolink II, İvoclar Vivadent , İsviçre) özel fırçasıyla kaviteye sürülmüş ve 15 saniye kök dentininle temas etmesi sağlanmıştır. Syntac primerin fazlasını uzaklaştırmak için hava spreyi kullanılmıştır. Sonra syntac primerli kök dentin yüzeyi üzerine syntac adhesive (Variolink II, İvoclar Vivadent, İsviçre) özel fırçasıyla sürülmüş, 10 saniye süreyle temas etmesi sağlanmış ve hava spreyi ile kurutulmuştur. Ardından heliobond (Variolink II, İvoclar Vivadent, İsviçre) özel fırçasıyla syntac primer ve syntac adhezivli kök dentin yüzeyine uygulanmıştır. Polimerizasyonu için 10 sn. süreyle ışık verilmiştir. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda eşit miktarda base ve catalyst variolink II rezin simanları özel karıştırma kâğıdında 10 sn. boyunca homojen bir şekilde karıştırılmıştır. Daha sonra siman periodontal sond yardımıyla kanal içerisine gönderilmiştir. Ayrıca rezin siman postların üzerine de uygulanmıştır. Parmak basıncı ile post kanal yerleştirilmiştir. Marjindeki fazla rezin siman uzaklaştırıldıktan sonra, oksijenin rezin simanın polimerizasyonunu inhibe etmesini engellemek amacıyla gliserin (Jel Liquid Strip Variolink II,İvoclar Vivadent, İsviçre) uygulanmıştır. Yine parmak basıncı altında oklüzalden 40 sn ışık uygulanmıştır.



Resim 13: Variolink II Professional Set rezin siman
(Ivoclar Vivadent , İsviçre)

3.6. Kor Yapımı:

Tüm postlar 9 mm kanal içinde, 4 mm kor restorasyonu olmak üzere toplam 13 mm uzunlukta olacak şekilde işaretlenmiştir. Postların 4mm'lik kısımları kompozit ile restore edilmiştir. Postların kor için bırakılan 4 mm'lik kısımları, ışıkla polimerize olan tek şişe self-etching adeziv bond (One Coat 7.0, Coltène Whaledent AG, Switzerland) sistemi kullanılarak nano kompozit (Synergy D6, Coltène Whaledent AG, Switzerland) restore edilmiştir (Resim 14). Kor yapım işlemi tabakalama (incrementel) yöntemi ile küçük parçalar halinde yerleştirilmiştir.



Resim 14: Kompozit sistemi (Synergy D6, Coltène Whaledent AG, Switzerland)



Resim 15: Polimerizasyon için kullanılan ışın tabancası (Ultra+, HighLux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye).

Materyal	Tipi	Kimyasal Bileşimi	Üretici Firma
Synergy D6,	Universal-Nano Kompozit	- Metakrilat - Silanlanmış baryum cam - Hidrofobikleştirilmiş amorf silika	Coltène Whaledent AG, Switzerland
One Coat 7.0,	Tek şişe self-etching bond (All-in-one, 7. Nesil)	- Metakrilat - Fotobaşlatıcılar - Etonol - Su	Coltène Whaledent AG, Switzerland

Tablo 3: Kompozit ve Bond Sisteminin İçeriği

3.7. Termalsiklus Yöntemi ile Yaşlandırma:

Araştırma için hazırlanan örnekler, yaşlandırma işlemi süresince karışmaması için keseler içerisinde muhafaza edilmiştir (Resim 16). Su geçişine izin veren altı adet kese içerisindeki örneklerin hepsi 1000 kere, 5 °C ve 55 °C'lik su banyolarında termalsiklus döngüsüne maruz bırakılmıştır (Nüve Water Bath, Ankara, Türkiye) (Resim 17). Termal siklus tamamlandıktan sonra örnekler distile su içerisinde, 37 °C lik etüv cihazında 1 hafta süreyle muhafaza edilmiştir (Nüve EN 120, Ankara, Türkiye, Resim 18). Suda saklama yöntemi ile yaşlandırma işleminden sonra örnekler distile sudan çıkarılmış ve üzerleri artık bırakmayacak şekilde spançlar ile kurutulmuştur. Sonra hazırlanan örneklerin sement yüzeyi tırnak cilası ile kapatılmıştır (Resim 19) . Böylece sement yüzeyinin, metilen mavisi ile boya sızıntı testi öncesi, geçirgenliği önlenmeye çalışılmıştır.



Resim 16: Örnekleri içerisinde yerleştirdiğimiz, su geçişine izin veren keseler.



Resim 17: Termalsiklus cihazı (Nüve Water Bath, Ankara, Türkiye)



Resim 18: Etüv Cihazı (Nüve EN 120, Ankara, Türkiye) ve Örneklerin etüv cihazına yerleştirilmesi



Resim 19: Sement yüzeyinin tırnak cilası ile kapatılması

Örneklerle renk farklılığı yaratması ve daha iyi invaze olması nedeniyle araştırmada %2'lik metilen mavisi kullanılmıştır (EGAŞ, Ankara, Türkiye, Resim 20). 150 ml. distile suyun içerisine 3 gr metilen mavisinin çözülmesiyle elde edilen %2'lik boyanın tamamı, plastik kaplarda bulunan örneklerin tamamını örtecek şekilde ilave edilmiştir. Örnekler oda sıcaklığında 1 hafta süreyle bekletilmiştir (Resim 21).



Resim 20: Metilen Mavisi (EGAŞ, Ankara, Türkiye)



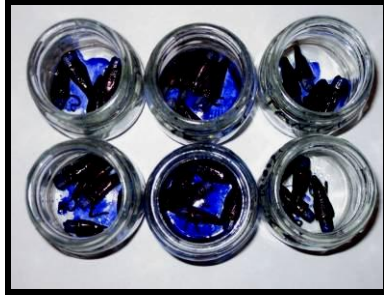
Resim 21: Örneklerin içerisinde saklandığı %2'lik metilen mavisi içeren kaplar.

3.8. Örneklerin Hazırlanması ve Sızıntı Alanlarının Değerlendirilmesi:

Metilen mavisi içerisinde örnekler bir hafta süreyle bekletildikten sonra çıkarılarak akar su altında, pomza ve diş fırçası yardımıyla temizlenmiştir (Resim 22). Örnekler mikrokut cihazında (Micracut, Metkon Instruments LTD, Bursa, Turkey) (Resim 25) kesilmek üzere 1.5x2.5cm boyutunda hazırlanmış dikdörtgen şeklindeki akrilik

bloklar içerisine gomlmstur. Bu işlem için otopolimerize (Paladent RR, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) akrilik rezin kullanılmıştır (Resim 23).

Akrilik rezin üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanarak, örnekler otopolimerizan akrilik bloklara gomlmstur.



Resim 22: Örneklerin akar su altında temizlenmesi.

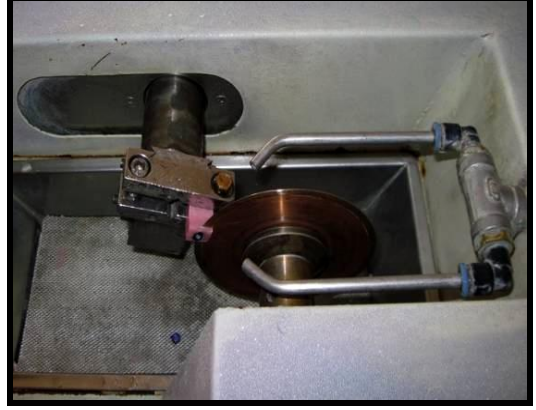


Resim 23: Otopolimerizan akrilik rezin (Paladent RR, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany).

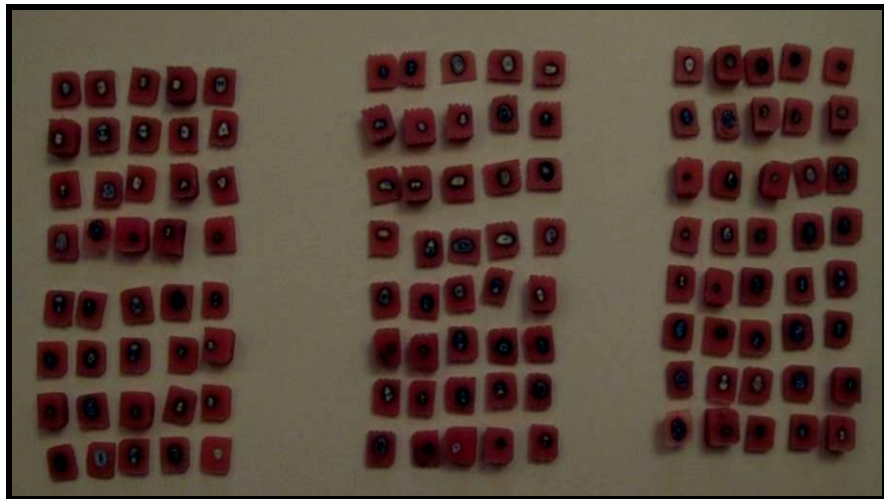
Akrilik bloklar içerisine gomlen rnekler (Resim 24), su soğutması altında mikrokat cihazında diin uzun aksına dik olacak şekilde parçalara ayrılmıştır. Kesim işlemine mine-sement sınırından balanmıtır. Sonraki kesim işlemleri bir sonraki parçanın 3 mm apikalinden olacak şekilde ayarlanarak kesimler yapılmıştır. Sonuç olarak koronal, orta ve apikal bölgeye ait, diin uzun aksına dik olacak şekilde yapılmış kesilerle ayrılmış, kök dilimleri elde edilmiştir (Resim 26,28).



Resim 24: Akriik bloklara gömülen örnekler

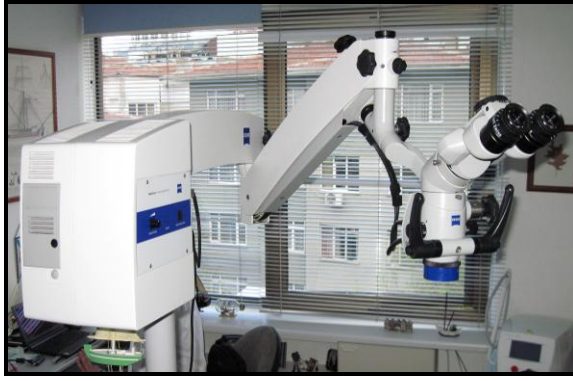


Resim 25: Örnekleri su soğutması altında mikrokot cihazında kesilmesi
(Micracut, Metkon Instruments LTD., Bursa, Turkey).

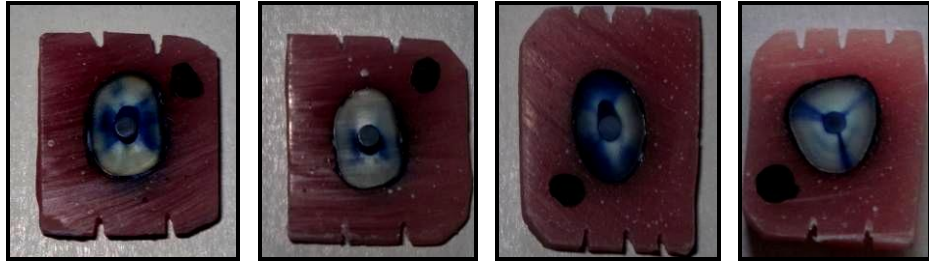


Resim 26: Mikrokot ile kesilen kök dilimlerinin 2x büyütme ile elde edilen görüntüleri.

Elde edilen kronal, orta ve apikal bölgeye ait kök dilimlerinin oklüzal yüzeylerinden; dental mikroskop (Opmi Pico, Carl Zeiss Meditec, USA) (Resim 27) ile 10X büyütülmüş görüntüleri elde edilmiştir. Görüntüler “jpeg” formatında kaydedilmiştir (Resim 28).

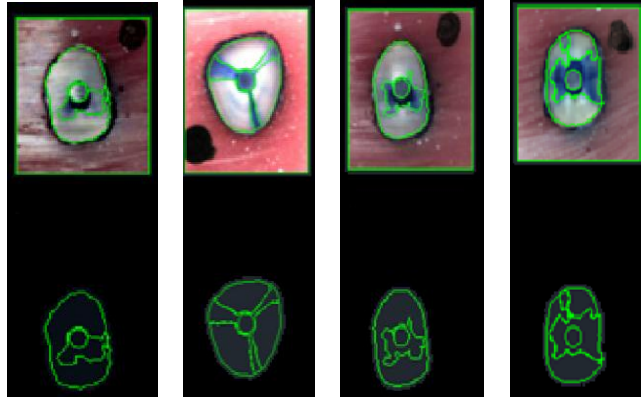


Resim 27: Dental mikroskop (Opmi Pico, Carl Zeiss Meditec, USA)



Resim 28: 10x büyütme ile elde edilen kök dilimlerinin görüntüsü

Sızıntı alanlarının ölçülmesi için görüntüler AutoCad 2012® (AutoDesk Inc, San Rafael, CA, USA) programına aktarılmıştır. Programda, sızıntı oluşan alanlar ve tüm dentin yüzeyinin alan ölçümleri yapılmıştır (Resim 29). Elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenmek üzere kaydedilmiştir.



Resim 29: AutoCad® (AutoDesk Inc, San Rafael, CA, USA) programı ile yüzeylerin ölçülmesi

3.9. Örneklerin Sem İçin Hazırlanması :

Örnekler ıslak silikon karbid kağıtlarla (1200 grit) 0.3 μm alumina parlatma patları kullanılarak parlatılmıştır. Tüm örnekler 10 dk ultrasonik temizleyicide (Ultrasonic Cleaner, TCM, Hamburg, Almanya) distile su içerisinde bekletilmiştir. Sonrasında % 10'luk ortofosforik asit içerisinde 1 dk ve 5 dk sodyum hipokorit çözeltisi içerisinde bekletildikten sonra tüm dişler, 1 dk distile su ile yıkanmış ve kurutulmuştur.

Tüm örnekler Bilkent Üniversitesi Ulusal Teknoloji Araştırma Merkezinde (UNAM) SEM cihazında (Quanta 200 FEG, Hollanda) incelenmiştir (Resim 30).



Resim 30: SEM Cihazı (Quanta 200 FEG, Hollanda)

4. BULGULAR

Üç farklı tip adeziv rezin siman sistemi kullanılarak yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postlar ile restore edilmiş insan alt premolar dişlerinde, termalsiklus ve suda bekletme işlemleri sonrası oluşan mikrosızıntı değerleri tablo 4, 5, 6' da gösterilmiştir.

Kronal, orta ve apikal olmak üzere üç parçaya ait kök dilimlerinde oluşan sızıntı alanlarını ölçmek için AutoCad 2012® kullanılmıştır. Kök Dentininde oluşan sızıntı alanları, tüm kök dentini yüzeyine oranlanarak sızıntı değerleri elde edilmiştir.

Oluşan sızıntı değeri: Kök dentinindeki* sızıntı alanları toplamı

Tüm kök dentin* alanı

formülü ile elde edilmiştir. Aynı yöntemi Erkut ve ark.'ları²²⁴, Deliperi ve ark.'ları²⁶⁰, Zaki ve ark.²⁶¹'ları ve Gerdolle ve ark.'ları²⁶² yapmış oldukları çalışmalarda kullanmışlardır.

* Kök dentini; her bir örnekteki kök dilimlerine ait dentin miktarıdır.

PANFP				PANZP			
Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal	Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal
1	0.581175	0.402987	0.210812	11	0.391876	0.275641	0.045784
2	0.594560	0.384763	0.215729	12	0.354871	0.270985	0.041069
3	0.574890	0.380085	0.207586	13	0.385485	0.269542	0.045804
4	0.558540	0.397645	0.198545	14	0.377546	0.298644	0.095615
5	0.529198	0.417562	0.210766	15	0.398556	0.244586	0.130923
6	0.509081	0.420685	0.228851	16	0.387573	0.255121	0.105639
7	0.518273	0.394221	0.198775	17	0.377616	0.228540	0.052685
8	0.584051	0.382525	0.201995	18	0.356421	0.209813	0.098682
9	0.574901	0.394950	0.228541	19	0.394211	0.200915	0.067441
10	0.520951	0.418675	0.210542	20	0.364523	0.260511	0.114855

Tablo 4: PanaviaF 2.0 rezin simanı ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri.

SCFP				SCZP			
Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal	Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal
21	0.939203	0.755375	0.347196	31	0.882142	0.723641	0.351622
22	0.819894	0.796249	0.304216	32	0.882099	0.730091	0.321982
23	0.861205	0.791568	0.334584	33	0.864125	0.709816	0.341998
24	0.944018	0.822445	0.294881	34	0.812516	0.758941	0.294691
25	0.864552	0.733199	0.333149	35	0.822515	0.701641	0.330085
26	0.862574	0.764223	0.322148	36	0.872649	0.699123	0.304991
27	0.902952	0.778915	0.302997	37	0.852117	0.681241	0.309317
28	0.887123	0.811825	0.322417	38	0.891004	0.734261	0.322199
29	0.877543	0.794285	0.394516	39	0.844756	0.711623	0.309617
30	0.904625	0.766118	0.237995	40	0.833641	0.744118	0.331045

Tablo 5: SmartCem2 rezin simanı ile yapıştırılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri.

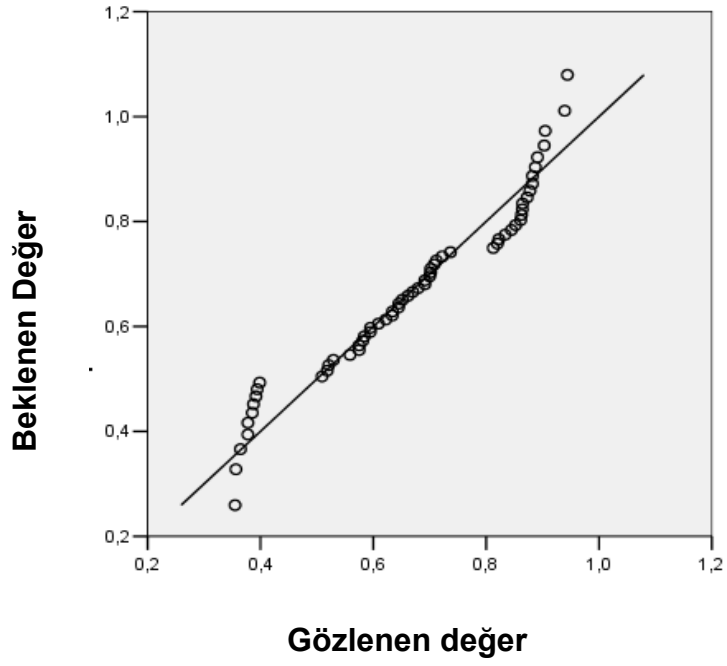
VPSFP				VPSZP			
Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal	Örnek No:	Kronal	Orta	Apikal
41	0.645139	0.564216	0.205125	51	0.691437	0.501623	0.234615
42	0.661445	0.522177	0.294621	52	0.736695	0.531545	0.225619
43	0.651642	0.504559	0.290125	53	0.679514	0.494761	0.214238
44	0.691445	0.544131	0.221685	54	0.699685	0.521229	0.238891
45	0.644517	0.534117	0.228245	55	0.701602	0.511502	0.194211
46	0.633916	0.522197	0.272715	56	0.711623	0.482429	0.189599
47	0.594998	0.510278	0.294599	57	0.701733	0.493941	0.221528
48	0.633645	0.561649	0.270085	58	0.722119	0.509114	0.211509
49	0.622197	0.544212	0.291607	59	0.707713	0.522551	0.209946
50	0.609112	0.529818	0.205918	60	0.669871	0.514925	0.208296

Tablo 6: Variolink II Professional Set rezin simanı ile yapıştirılan cam fiber ve zirkonyum seramik postların; kronal, orta ve apikal bölgedeki sızıntı değerleri.

Simantasyon için kullanılan PanaviaF 2.0, Smart Cem2 ve Variolink II rezin simanları ile yapıştırdığımız cam fiber post ve zirkonyum seramik post sistemleri arasında anlamlı bir farklılık olup olmadığını belirlemek için iki yönlü ANOVA analizi kullanılmıştır. Ancak iki yönlü ANOVA kullanılabilmesi için iki tane temel varsayımın sağlanması gerekmektedir. Bunlardan ilki; verilerin normal dağılması gerekliliğidir.

Bunun için ilk önce Q-Q plot çizilmiştir (Tablo 7) daha sonrada Kolmogrov – Smirnov testi yapılmıştır (Tablo 8).

Normal Q-Q Plot



Tablo 7: Verilerin normal dağılıp dağılımadığının Q-Q Plot çizimi ile gösterilmesi

Tablo 8: Bir örneklem Kolmogorov-Smirnov Testi

		Değerler
Örnek sayısı		60
Normal Parametreler a,b	Ortalama Standart Sapma	0,66942665 *****
Mutlak Farklılıklar	Sabit	0.123
	Pozitif	0.103
	Negatif	-0.123
Kolmogorov – Smirnov Z		0.957
Asymp. Sig. (iki yönlü)		0.319

- a. Normal test dağılımı
- b. Verilerden hesaplanan değerler

Q – Q plot çizimine göre veriler düz bir çizgi haline gelmiş ve normallikten şüphelenilmiştir. Daha sonra Kolmogorov–Smirnov test istatistiğinin p değeri 0.319 anlamlılık seviyesi olan 0.05’ ten yüksek olduğu için “veriler normal dağılmıştır” denilmiştir.

İkinci varsayım olan varyans homojenliği testi için Levene testi uygulanmıştır (Tablo 9). Levene Testinin sonucuna göre;

Tablo 9: Varyans Homojenliği Testi

Levene istatistiği	df1	df2	Sig
45,170	2	57	<u>0.000</u>

Varyanslar eşittir. İki temel varsayım sağlandığı için iki yönlü ANOVA analizi uygulanmıştır.

Tablo 10 : ANOVA TABLOSU

Kaynak	Tip III kareler toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Sig (p değeri)
Model	28,702	6	4,784	6316,170	0,000
Şekil	0,034	1	0,034	44,945	0,000
Tip	1,635	2	0,818	1079,398	0,000
Şekil*Tip	0,145	2	0,073	95,780	0,000
Hata	0,041	54	0,01		
Toplam	28,743	60			

Şekil : Kullanılan simanlar (Panavia F 2.0, Smart Cem3 ve Variolink II)

Tip : Kullanılan postlar (cam fiber post ve zirkonyum seramik post)

Şekil*Tip: Siman ve postların birbirleri ile etkileşimi.

Elde edilen verilere göre, simantasyon işlemi için kullandığımız rezin simanlar (Panavia F 2.0, Smart Cem2 ve Variolink II) ile simantasyon için kullandığımız postlar (cam fiber post ve zirkonyum seramik post) arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p > 0,05$). Hangi tip siman – post şeklinin daha iyi olduğunu anlamak için çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Buna göre;

Tablo:11		Ortalama Fark (I-J)	Standart Sapma	Sig (p değeri)	%95 Güven Aralığı		
					Alt Limit	Üst Limit	
(I) (J)							
T U K E Y	1	2	-0,40434775*	*****	0,000	-0,45162632	-0,35706918
		3	-0,20378750*	*****	0,000	-0,25106607	-0,15650893
	2	1	0,40434775*	*****	0,000	0,35706918	0,45162632
		3	0,200560250	*****	0,000	0,15328168	0,2483882
	3	1	0,20378750*	*****	0,000	0,15650893	0,25106607
		2	-0,20056025*	*****	0,000	-0,24783882	-0,15328168
B O N F E R R O N İ	1	2	-0,40434775*	*****	0,000	-0,45281041	-0,35588509
		3	-0,20378750*	*****	0,000	-0,25225016	-0,155324484
	2	1	0,40434775*	*****	0,000	0,35588509	0,45281041
		3	0,20056025*	*****	0,000	0,15209759	0,24902291
	3	1	0,20378750*	*****	0,000	0,15532484	0,25225016
		2	-0,20056025*	*****	0,000	-0,24902291	-0,15209759
D U N N E T T C	1	2	-0,40434775*	*****		-0,46113739	-0,34755811
		3	-0,20378750*	*****		-0,26146188	-0,14611312
	2	1	0,40434775*	*****		0,34755811	0,46113739
		3	0,20056025*	*****		0,17019267	0,23092783
	3	1	0,20378750*	*****		0,14611312	0,26146188
		2	-0,20056025*	*****		-0,23092783	-0,17019267

Üç siman tipinin de sızıntı açısından birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. Ancak hangi şeklin daha iyi olduğunu anlamak için ikili-ikili karşılaştırmalarda kullanılan t- testi yapılmıştır. Buna göre;

Tablo 12: Grup İstatistikleri

Tip	N	Ortalamalar	Standart sapma
1	20	0.46671490	0,093392701
2	20	0,87106265	0.035664764

Tip	N	Ortalamalar	Standart sapma
2	20	0.87106265	0,035664764
3	20	0,67050240	0.039822182

Tip 1: Panavia F 2.0 grubu (n=20)

Tip 2: Smart Cem2 grubu (n=20)

Tip 3: Variolink II grubu (n=20)

I, J : Karşılaştırılan gruplar (n=20)

Elde edilen veriler doğrultusunda en az sızıntı Panavia F 2.0 gurubunda olmuştur. Bunu sırasıyla Variolink II ve Smart Cem2 grupları takip etmiştir ($p>0,05$) (n=20).

Üç farklı adeziv rezin siman kullanarak yapıştırılan postlardan hangisinin daha az sızıntıya neden olduğunu anlamak için Tukey HSD testi yapılmıştır.

I	J	Ortalama	Sig	%95 Güven Aralığı	
				Alt Limit	Üst Limit
1	2	0.17569420	0,000	0,13933202	0,21205638
	3	-0,33180690	0,000	-0,36816908	-0,29544472
	4	-0,30119440	0,000	-0,33755658	-0,26483222
	5	-0,08424360	0,000	0,12060578	0,04788142
	6	-0,14763720	0,000	-0,18399938	-0,11127502
2	1	-0,17569420	0,000	-0,21205638	-0,13933202
	3	-0,50750110	0,000	-0,54386328	-0,47113892
	4	-0,47688860	0,000	-0,51325078	-0,44052642
	5	-0,25993780	0,000	-0,29629998	-0,22357562
	6	-0,32333140	0,000	-0,35969358	-0,28696922
3	1	0,33180690	0,000	0,29544472	0,36816908
	2	0,50750110	0,000	0,47113892	0,54386328
	4	0,03061250	0,146	0,00574968	0,06697468
	5	0,24756330	0,000	0,21120112	0,28392548
	6	0,18416970	0,000	0,14780752	0,22053188

I	J	Ortalama	Sig	%95 Güven Aralığı	
				Alt Limit	Üst Limit
4	1	0,30119440	0,000	0,26483222	0,33755658
	2	0,47688860	0,000	0,44052642	0,51325078
	3	-0,0306125	0,146	-0,06697468	0,00574968
	5	0,21695080	0,000	0,18058862	0,25331298
	6	0,15355720	0,000	0,11719502	0,18991938
5	1	0,08424360	0,000	0,04788142	0,12060578
	2	0,25993780	0,000	0,22357562	0,29629998
	3	-0,24756330	0,000	-0,28392548	-0,21120112
	4	-0,21695080	0,000	-0,25331298	-0,18058862
	6	-0,06339360	0,000	-0,09975578	-0,02703142
6	1	0,14763720	0,000	0,11127502	0,18399938
	2	0,32333140	0,000	0,28696922	0,35969358
	3	-0,18416970	0,000	-0,22053188	-0,14780752
	4	-0,15355720	0,000	-0,18991938	-0,11719502
	5	0,063393600	0,000	0,02703142	0,09975578

Tablo 13: Altı grubun birbirleri ile karşılaştırılması

1: PANZP

4: SCFP

2: PANFP

5: VPSZP

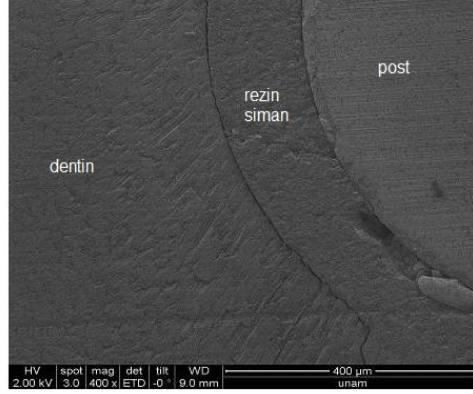
3: SCZP

6: VPSFP

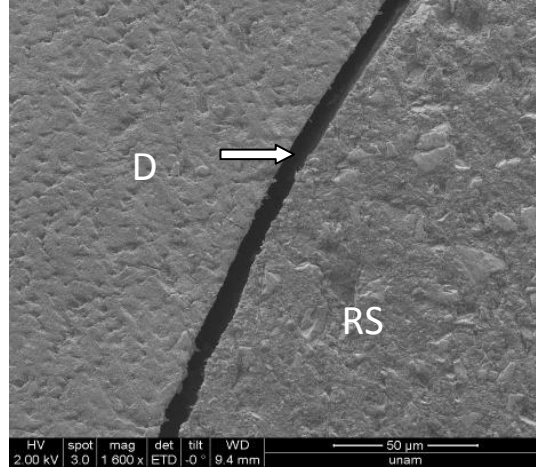
I,J : Karşılaştırılan gruplar (n=10)

Yapılan istatistiksel karşılaştırmalar sonucunda en az sızınıtı PANZP grubunda olduğu saptanmıştır. Bunu sırasıyla PANFP, VPSFP, VPSZP, SCZP ve SCFP grupları izlemiştir ($p > 0,05$) Ancak SCFP ve SCZP grupları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır (p değeri $0,146 > 0,05$).

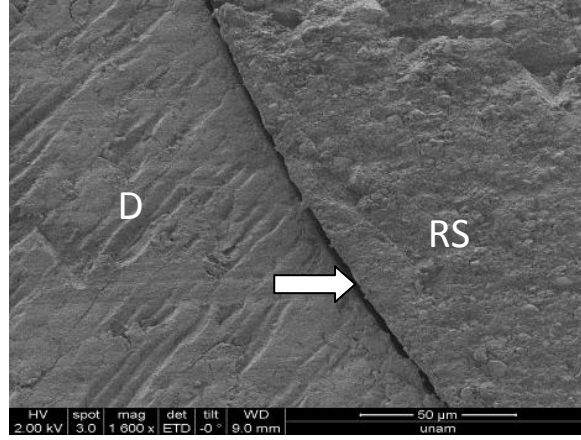
4.1. Elde Edilen Sem Görüntüleri:



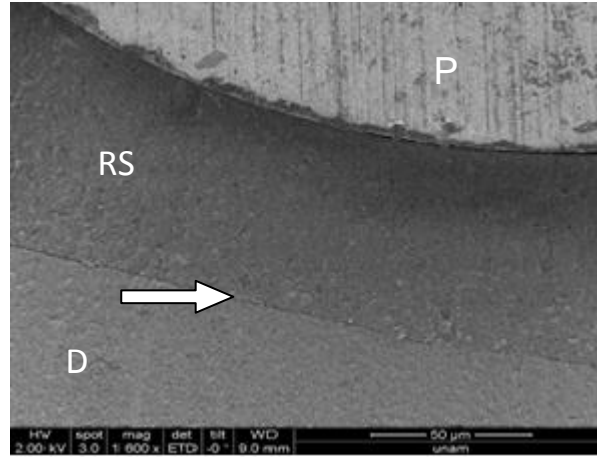
Resim 31: 400x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin, siman ve post.



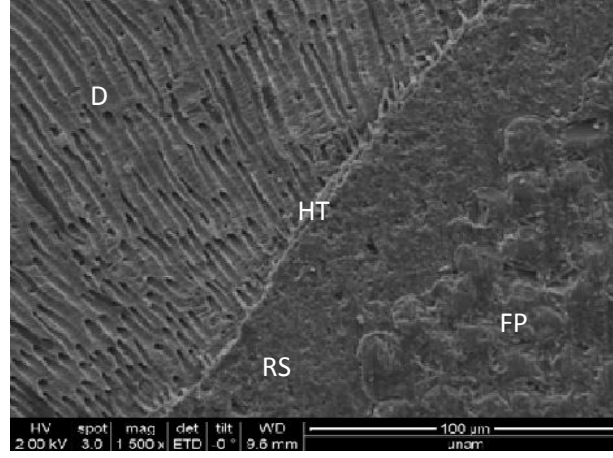
Resim 32: 1600x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında izlenen aralık (yaklaşık 10-12µ). Bu aralıklar daha çok siman film kalınlığının daha fazla olduğu kronal bölgeye ait kök dilimlerinde gözlemlenmiştir. D: Dentin, RS: Resin Siman.



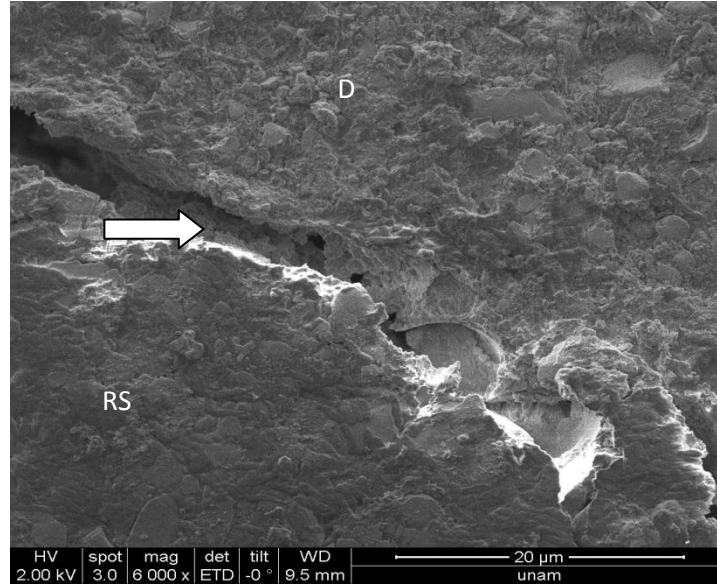
Resim 33: 1600x büyütme ile elde edilen sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında izlenen aralık (yaklaşık $3-4\mu$). Orta bölgeye ait bu kök diliminde kronal bölgeye oranla daha az aralanma mevcuttur. D: Dentin, RS: Resin Siman.



Resim 34: 1600x büyütme ile elde edilen apikal kök dilimine ait sem görüntüsü. Dentin ve rezin siman arasında oldukça az (yaklaşık $0.5-1\mu$) bir aralık bulunmaktadır. D: Dentin, RS: Resin Siman, P: Post.



Resim 35: 1500x büyütme ile elde edilmiş Sem görüntüsü. D: Dentin, HT: Hibrit Tabaka, RS: Rezin Siman, FP: Fiber Post.



Resim 36: 6000x büyütme ile elde edilen Sem görüntüsü. Dentin ve rezin simanda görülen ayrılma. D: Dentin, RS: Rezin Siman

5. TARTIŞMA

Dişler; çürük, travma, aşınmalar, önceden yapılmış restorasyonlar, endodontik giriş kaviteleri ve kök-kanal preparasyonu esnasında aşırı madde kaybına uğrayabilmektedir. Aşırı madde kaybına uğrayan dişlerin tedavisi ve yeniden fonksiyona sunulması için geçmişten günümüze birçok yöntem uygulanmıştır. Günümüzde bu yöntemlerin en önemlisi ve en sık kullanılanı post-kor uygulamaları olmaktadır^{1,2,3}.

Post kor restorasyonlarının yapımında uzun yıllar boyunca sadece metal alaşımları kullanılmıştır. Metalik postlar üstün fiziksel özelliklerinden dolayı dişhekimliğine uzun yıllar hizmet etmişlerdir. Ancak bu postların ışık geçirme özelliklerinin olmaması, zamanla korozyona uğrayarak diş ve periodontal dokularda korozyon ürünlerinin birikimine bağlı renk değişikliği meydana getirmeleri, kökte kontrolsüz stres noktaları oluşturmaları ve kök kırıklarına neden olmalarından dolayı metal olmayan post sistemleri gündeme gelmiştir^{1,3}.

Restoratif materyallerin gelişimi ve çeşitlilik kazanmasıyla birlikte post-kor restorasyonların yapımında kullanılacak alternatif materyal arayışı devam etmektedir. Özellikle kron yapımı için tam seramiklerin kullanıma sunulması, tam seramik restorasyonların estetik ve optik özellikleriyle uyumlu post materyali arayışına neden olmuştur. Bu amaçla geliştirilen farklı fiber yapılarla güçlendirilen kompozit postların gelişimleri 1990'dan itibaren başlamış ve halen devam etmektedir²⁰⁴.

Endodontik tedavili dişlerin metal desteksiz, fiziksel ve kimyasal özellikleri dentine benzeyen materyallerle restorasyonu diş hekimliğinde ana amaç haline gelmiştir³. Christel ve arkadaşları, 1980'lerin sonlarında tanıtılan zirkonyum postları incelemişler; bu postların eğilmeye ve kırılmaya karşı yüksek dirençlerinin olduğunu belirtmişlerdir⁴⁶. Kwiatkowski ve Geller²²⁸ de bu postların silanlama ve rezin simana

bağlanma kapasitesinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir^{3,228}. Fiberle güçlendirilmiş post sistemleri ise daha sonraki yıllarda tanıtılmıştır. Özellikle şeffaf quartz fiber post sistemleri, yakın zamanda optimal estetiği yakalayabilmek açısından bir alternatif olarak sunulmuştur²¹⁶.

Cam fiberlerle güçlendirilmiş postların, dentine yakın fiziksel özellikler taşıdıkları, fonksiyonel kuvvetlere karşı yeterli direnç sağladıkları, bu yükler altındaki fonksiyon esnasında kalan diş dokusuna daha az zarar verdikleri, rezin simanlarla kimyasal bağlantı sağlayarak mikrosızıntı riskini azalttıklarından dolayı cam fiber post sistemi; korozyona karşı dirençli olması, dayanıklılığının ve estetik özelliklerinin iyi olması, rezin simanlarla simantasyona izin vermesi nedeniyle zirkonyum seramik post sistemi araştırma için tercih edilmiştir^{5,6,9}.

Tüm bu faktörler gözönüne alınarak araştırmada cam fiber post ve zirkonyum seramik post kullanılmıştır.

Cam fiber post ve zirkonyum seramik post sistemlerinin yapıştırılması için farklı rezin simanlar kullanılmaktadır. Resin simanlar son dönemlerde daha fazla geliştirilmiş ve kullanımları artmıştır. Bunun en büyük nedeni ise resin simanların dentine olan kimyasal ve mekanik olarak bağlanmasıdır²⁰³.

Araştırmanın ilk aşmasında cam fiber post ve zirkonyum seramik post sistemleri üç farklı rezin siman kullanılarak kanal dolgusu uygulanmış tek köklü, tek kanallı dişlere üretici firmanın talimatları doğrultusunda simante edilmiştir. İkinci aşamda dişler, oral kavitedeki ısı değişikliklerini taklit etmesi için 5°C-55 °C arasındaki su banyosuna 1000 kez sokularak termal döngüye maruz bırakılarak eskitilmiştir. Daha sonra örnekler 1 hafta süreyle 37 °C'lik etüvde saklanmıştır. Yapay yaşlandırma işlemleri uygulanan örnekler daha sonra 1 hafta süreyle %2'lik metilen mavisi içerisinde saklanmıştır. Örnekler, mikrokat cihazında kesilmek üzere akrilik bloklara gömülmüştür. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan otopolimerizan akrilik bloklara gömülen örnekler,

akrilikte ilk polimerizasyon belirtileri görüldükten sonra bloklardan çıkarılmıştır. Çünkü otopolimerizan akrilik rezinin polimerizasyon reaksiyonu ekzotermiktir. Böylelikle polimerizasyon ısısının dentin üzerindeki olası etkileri ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Oluşan polimerizasyon ısı dentinin nem azalmasına ve çatlakların oluşmasına neden olmakta bu da dentinin zayıflamasıyla sonuçlanmaktadır²²⁵. Daha sonra örnekler su soğutması altında kök düzlemine dik olacak şekilde mikrokat cihazında kesilmiş; apikal, orta ve koronal olmak üzere üç parçaya ayrılarak kök dentininde oluşan sızıntı alanları incelenmiştir^{16,27}.

Simanların adeziv ve mekanik özellikleri; nemin ve ısıl etkenlerin varlığından önemli derecede etkilenmektedir. İnvitro testler sırasında bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. ISO kurallarına göre çekme testi öncesinde tüm deney örnekleri termalsiklusa tabi tutulmalıdır (Amendment iso 10477-1996).

Termalsiklus yöntemi en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 defa siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termalsiklus aşırı sıcak ve soğukun ağız boşluğuna girmesini taklit etmekte ve diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal genleşme katsayısını göstermektedir^{181,182,183}. Gale ve Darvell¹⁸⁴ adlı araştırmacıların 1999 yılında yaptıkları bir çalışmada; 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 yıllık fonksiyona eşdeğer olduğu rapor edilmiştir.

Termalsiklus büzülme/genleşme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanmaktadır. Bununla beraber, tüm bunların birbirine bağlı olan etkisi spesifik olarak testin ayarlanmasına bağlıdır. Araştırmacılar termalsiklusun değişken, etkilerinin de adeziv ile termalsiklus sayısı ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir¹⁸¹. Yapılan bir çalışmada; adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı, 300 termalsiklus sonrası, makaslama testi ile incelenmiş ve kullanılan adeziv

sisteme bağılı olarak bağlanma dayanımının termalsiklus işlemleri sonrasında azalma gösterdiği tespit edilmiştir^{181,182,183,224}.

Termalsiklus boyunca örnekler termal değişimlere ek olarak suya tabi tutulmaktadır. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştiği ortama açık olmalıdır. Termal stresler, oluşturdukları termal genişleme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stres oluşturarak diş ve restorasyonun ara yüzünde bağlanma bozukluğu meydana getirebilmektedir¹⁸⁵. Bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebebin, rezin ile hibrit tabaka ara yüzündeki hidroliz etkisi olduğu düşünülmektedir¹⁸⁶.

Matriks tarafından su alımının, rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya yol açtığı bildirilmiştir^{187,188,189}. Su alımı, aynı zamanda doldurucular ile rezin matriks ara yüzünde mikroçatlaklara neden olabilmektedir. Bu değişiklikler, matriks ve organik partiküller arasında termal genişleme farkı meydana getirerek kompozit rezinin kohezyonunda bazı başarısızlıklara yol açabilmektedir¹⁸⁸. Tay ve arkadaşları¹³⁶ 2002 yılında yaptıkları araştırmada; polimerize olmuş tek basamaklı adezivlerin yarı geçirgen zar gibi davranıp bağlanmış nemli dentinden adeziv ile kompozit arasındaki ara bölgeye su difüzyonuna izin verdiğini bildirmişlerdir¹³⁶.

Yapay yaşlandırma tekniklerinden bir tanesi de; uzun dönemli suda saklama yöntemidir. Hazırlanan örnekler spesifik bir zaman diliminde 37°C'lik bir suda bekletmektedir. Bu zaman dilimi birkaç gün, hafta, ay hatta 4-5 yıl gibi daha uzun bir süreye kadar değişebilmektedir^{193,194}. Çoğu çalışmada çok kısa süreli saklama zamanlarında bile bağlanma dayanımında belirgin azalmalar bildirilmiştir^{194,195,196,197,198,199}. Bağlanma dayanımı değerlerinin azalmasının nedeni; ilk olarak ara yüz bileşenlerinin hidroliz nedeniyle bozulmasıdır. Su, ara yüze sızarak polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltabilmektedir. Bu da, polimer matriksinin mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Bu olaya “plastizasyon”

adı verilmektedir^{187,200}. Ayrıca, bazı ara yüz bileşenleri, polimerize olmayan monomerler ve daha önceki mekanizmaların bozulmaya uğramış ürünleri birbirlerinden ayrışarak bağlanmayı azaltabilmektedir²⁰¹. Saklama çözeltisi genellikle su olmaktadır. Saklama süresi boyunca bakteri üremesinin önlenmesi için ortama sodyum azit ve kloramin eklenmektedir^{194,201}. Klinik durumu daha iyi taklit etmek için yapay tükürük çözeltileri de kullanılabilir, fakat bağlanma dayanımı değerleri, saf su kullanıldığında elde edilen sonuçlar ile çok yakın olmaktadır¹⁹⁷. Saklama ortamı için kullanılacak sıvı içerisine enzimler dahil edilebilir. İn vivo olarak bakterilerin ürettikleri esterler rezin komponentlerin bozulmasını katilize edebilmektedir. Böylece kullanılan örneklerin yaşlandırılması sağlanmış olur^{200,202}.

Ağız içerisindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler, siman-seramik ara yüzeyindeki adezyonu etkileyebilmektedir^{218,219}. Siman-seramik bağlantısının sürekliliğini test etmek amacıyla uzun süre suda bekletme ve termalsiklus, oldukça sık kullanılan yöntemlerdir^{220,221,222}. Ağız ortamının fiziksel özelliklerini taklit etmek için uygulanan termalsiklus, restoratif materyal ve yapıştırıcı siman arasındaki bağlantının bütünlüğünü etkileyebilmektedir²²³.

Benzer invitro çalışmalarda; plastik esaslı yapay dişler kullanıldığı gibi insan ve sığır dişleri gibi doğal dişler kullanılmıştır. Kullanılabilecek yapay dişler daha kolay standardize edilebilir, ancak doğal dişlerin özelliklerini taklit etmeleri de mümkün olmamaktadır^{9,205,206,229}. Ayrıca doğal dişlerin kullanımının amacı; dentin yapıştırıcı sistemlerin kullanıldığı çalışmalar da invivo koşullara ışık tutmasıdır. Post kaviteledeki farklı rezin esaslı yapıştırıcı sistemlerinin sızıntı özelliklerinin incelendiği bu çalışmada yukarıda anlatılan sebeplerden dolayı; insan alt premolar dişleri kullanılmıştır.

Kullanılan dişlerin sızıntı değerlendirilmesinin mümkün olduğunca standardize edilebilmesi için yakın boyuttaki dişlerin

seçilmesine özen gösterilmiştir. Ash²⁰⁸, alt premolar dişlerin ortalama kök uzunluğunu 14mm olarak bildirmiştir. Bu nedenle araştırmada kullanılan dişlerin kök uzunluklarının 14±1mm olmasına dikkat edilmiştir. Dişler mine sement sınırının 1–1.5 mm üzerinden kesilmiştir. Bu mesafenin bırakılmasındaki amaç ferrule etkisi oluşturmaktır.

Araştırma için kullanılacak dişlerin kanal tedavileri tork kontrollü rotary sistemiyle yapılmıştır. Endodontide kök kanal preparasyonu için geliştirilen Ni-Ti rotary eğe sistemleri çok yaygın olarak kabul görmüş ve kullanım alanı bulmuştur. Bu sistemlerde kök kanalları ideale en yakın biçimde şekillendirmek mümkündür²⁵⁰. Son yıllarda yapılan araştırmalar; Ni-Ti eğelerle yapılan preparasyon işleminin, paslanmaz çelik eğelerle yapılan preparasyon işlemine oranla daha rahat, daha hızlı, daha güvenli ve kanalın orjinal morfolojisine sadık kalan bir preparasyon sağladığını kanıtlamıştır^{249,250}.

Ni-Ti eğe teknolojisinin gelişimine paralel olarak yeni jenerasyon eğeler geliştirilmiştir. Bunlardan en dikkat çekici olanı ProTaper eğe sistemidir. Araştırmada kullanılacak dişlerin kanal tedavilerini yapmak için tork kontrollü motorla kullanılan ProTaper Ni-Ti eğe sistemi tercih edilmiştir. ProTaper Ni-Ti sistemlerin, etkili bir eğe tasarımı ile hem kolay hem de zor kanallarda ideale yakın bir kök kanal preparasyonu sağlayarak, kanalların üç boyutlu ve hermetik olarak doldurulmasına uygun hale getirdikleri belirtilmiştir. Elde edilen en son bulgular, ciddi endodontik komplikasyonlar meydana gelmeden, kanalların ProTaper sistemle daha düzgün prepare edilebileceğini göstermektedir^{248,251}. Ayrıca dar ve eğri kanallarda da bu eğe sisteminin gayet başarılı bir preparasyon sağladığı bildirilmiştir^{253,254}.

ProTaper eğe sistemlerinin kullanımlarında crown-down preparasyon yöntemi önerilmektedir^{249,250,251,252,255}. Bu sebep göz önünde bulundurularak araştırmada kanal preparasyonları crown-down yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

Bu eğe sistemini kullanırken üretici firmanın talimatları doğrultusunda her eğe %17'lik EDTA kullanılarak kanallara uygulanmış ve daha sonra kanallar %5'lik sodyum hipoklorit ile yıkanmıştır. Yıkama işlemini tamalandıktan sonra kanallar kâğıt konilerle kurutulmuş daha sonra da ojenöl içermeyen rezin esaslı AH Plus kanal patı kullanılarak kanallar doldurulmuştur. Ojenöl, rezin simanların polimerizasyonunu inhibe ettiğinden ve yapılan araştırmalarda AH Plus patının kanal duvarlarına daha iyi adapte olduğu gösterildiğinden dolayı, bu araştırmada AH Plus patı tercih edilmiştir^{14,88,91,92,209}.

Araştırmada post boşlukları, kanal tedavisinin tamamlandığı seansta açılmıştır. Post boşluğunun kanal tedavisinin yapıldığı seansta hazırlanması gerektiği savunulmaktadır. Fan ve ark.'larının²²⁶ 1999, Solano ve ark.'larının²⁰⁹ 2005 yılında, rezin esaslı AH Plus patı kullanılarak yaptıkları çalışmalarda, kök kanal dolgusunun yapıldığı seansta, pat sertleşmeden post boşluğu açılmasının daha iyi sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

Pat sertleştikten sonra döner alet kullanılarak yapılacak post boşluğu hazırlama işleminin, kök kanal duvarları ve guta perka ile başarılı bir penetrasyon sağlamış olan patın iç yapısında mikro çatlak oluşumuna neden olduğunu belirtmişleridir^{209,226}. Belli ve ark.²⁰⁷, 2009 yılında yapmış oldukları çalışmada, post boşluğu mekanik olarak hazırlanacak ise post boşluğunun kök kanal dolgusu yapılır yapılmaz hazırlanması gerektiği ortaya koyulmuştur.

Postun kök içinde kalan kısmının uzunluğu konusunda literatürlerde birçok farklı görüş bildirilmektedir. Araştırmacılar arasında; postun kök içinde kalan fonksiyonel boyunun en az klinik kron uzunluğunda olması gerektiğini savunanlar²¹⁰, kök uzunluğunun en az yarısı kadar ve mümkünse kökün üçte ikisi kadar olmasını savunanlar²¹¹, kron boyundan uzun olması gerektiğini savunanlar ve apikal tıkanmayı bozmayacak şekilde olabildiğince uzun olması gerektiğini savunanlar

bulunmaktadır²². Mannocci ve ark.⁹, 2001 yılındaki çalışmasında; post derinlikleri 9 mm olarak belirlenmiştir. Bu uzunluk aynı zamanda yukarıda anlatılan ideal post uzunluğu tanımlarına da uymaktadır. Erkut ve ark.²²⁴ larının 2008 yılında yaptıkları çalışmada ise postların kor yapımı için 4 mm bir post kısmı bırakmışlardır. Bu araştırmalar ışığında çalışmamızda, tüm postlar 9 mm kanal içinde, 4 mm kor restorasyonu olmak üzere toplam 13 mm uzunlukta olacak şekilde işeretlenmiştir.

Çalışmalarda apikal sızdırmazlığın engellenmesi için, 3 ile 5 mm uzunluğundaki kanal dolgusuna dokunulmadan bırakılmasına dikkat edilmiştir. Postun bu bölgeden ileriye uzatılmaması gerektiği belirtilmiştir. Daha uzun olan post apikal tıkamayı tehlikeye sokmakta ve sızıntı oluşabilmektedir. Kök kanal dolgusunun da apikalden 1 mm kısa olmasına, taşkın dolgu yapılmamasına dikkat edilmiştir. Bu işlem için kök boyutundan 1 mm kısa olacak şekilde guta perka ve AH Plus patı kök kanal dolgusu yapılmıştır^{209,212}.

Araştırmada post yuvaları, 3-4 nolu gates glidden frezleri ve ardından prefabrik postların kendi özel frezleriyle su ve hava soğutmalı olarak açılmıştır. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda premolar dişler için önerilen 1.4 mm çapındaki postlar kullanılmıştır.

Post simantasyonu, kron simantasyonundan daha faklıdır. Klinik uygulamalarda kanal tedavisi sırasında, post boşluğu organik artıkların temizlenmesi için %5 'lik sodyum hipoklorit ile 30 sn, inorganik artıkların temizlenmesi için %17'lik EDTA ile 30 sn yıkanması önerilmektedir²¹³. Bu işlemleri takiben kanal boşluğu su ile yıkanmalı ve kâğıt konilerle kurutulmalıdır. Yapılan bu işlemlerin bağlanma üzerine olumsuz etkisinin olmadığı bildirilmektedir²¹⁴. Araştırmada; incelenen literatürler ışığında; %5 'lik sodyum hipklorit ile 30 saniye yıkanmasının ardından %17'lik EDTA ile 30 saniye yıkanmış, son olarak distile su ile yıkanan post boşlukları kâğıt konilerle kurutulmuş ve postların rezin simanlarla simantasyonu işlemine geçilmiştir.

Rezin simanların sahip olduğu özellikler göz önünde bulundurularak araştırmada üç farklı rezin siman kullanılmıştır. Rezin simanlarla simante edilen zirkonyum oksit seramiklerin mikrosızıntı oranı, geleneksel simanlarla simante edilen örneklere oranla daha az olmaktadır²³². Bu nedenle geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında; rezin simanlarla simante edilen zirkonyum oksitlerde bağlantı dirençlerinin daha yüksek ve klinik ömürlerinin daha uzun olduğu belirtilmiştir^{215,230,231,232}.

Fiber postun simantasyonunda rezin siman kullanılması, konvansiyonel simanlara göre (çinko polikarboksilat, çinko fosfat siman) daha az mikrosızıntıya neden olmaktadır²²⁷. Bunun sebebi ise; rezin simanın elastik modülünün dentine ve posta daha yakın olması, düzgün hibridizasyon oluşturmasıdır. Ancak rezin uzantılarının ve hibrit tabakanın her olduğu durumda mikrosızıntının engellenmesi söz konusu değildir.

Ayrıca rezin simanlar fiberle güçlendirilmiş postlarla birlikte kullanıldıklarında hem posta hem de diş dokularına etkin bir şekilde bağlandıklarını belirten çalışmalar mevcuttur²¹⁷. Rezin simanlardaki tıkama yeteneğinin artmasıyla, sızdırmazlığın daha güçlü olacağı düşünülmektedir¹⁸⁰. Tüm bu nedenler göz önünde bulundurularak, simantasyon işlemi için üç farklı rezin siman kullanılmıştır.

Araştırmada özel frezlerle hazırlanmış post boşluğuna, üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanmış rezin simanlar periodontal sond yardımıyla kanal içerisine gönderilmiştir. Ayrıca postların üzerine de ince bir tabaka halinde simanlar sürülerek kanal içerisine parmak basıncı ile yerleştirilmiştir^{179,224}. Simantasyon esnasında post; kök içerisinde kalan havanın dışarı çıkması ve postun tam olarak oturabilmesi için, ileri geri hareket ettirilerek post yuvasına yerleştirilmiştir²²⁴.

Rezin simanın kanal içerisine gönderilmesinde lentülo kullanılmamıştır, çünkü lentülo uygulanması sırasında açığa çıkan enerji apikaldeki rezin simanın erken sertleşmesine neden olabilmektedir. Bu nedenle lentülo ile kanal içerisine gönderilen rezin siman; eğer hızlı hareket edilmezse, postun kanal boşluğuna tam olarak yerleştirilmeden

önce sertleşebilmektedir. Üretici firmalar da lentülo kullanılmasını önermemektedir^{22,217}.

Kullanılan rezin simanlar, adezyon mekanizması yönünden farklı rezin simanlardır. Goracci ve ark.²³³, "etch and rinse" yöntemiyle yapışan rezin simanların diğer rezin simanlara göre daha iyi adezyon gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bu araştırmada "etch and rinse" yöntemi kullanılarak yapıştırılan VPSFP ve VPSZP grubu, mikrosızıntı açısından en iyi ikinci sonucu vermiştir. Örneklerin "etch and rinse" adeziv siman sistemiyle yapıştırılması esnasında dentin dokusunun aşırı kurutulmamasına dikkat edilmiştir. Çünkü inorganik dentin yapısı ile desteklenen kollojen ağ yapısı, asit uygulandıktan sonra desteğini kaybetmekte ve kolloba olmaktadır. Bu da yüzeyin yeterince ıslanmamasına neden olmaktadır. Ayrıca rezin simanın ağ yapıya infiltrasyonunu da engellenmektedir. Bu nedenle asit uygulanmasını takiben yüzeyin tam kurutulmadan hafif nemli bırakılması önerilmektedir. Nemli bırakılmış dentinde bağlanım direncinin arttığı bildirilmiştir²⁴².

Adeziv sistemler smear tabaka üzerinde 2 etki yapmaktadır. "Etch and rinse" adezivler smear tabakayı tamamen uzaklaştırırken, "self etch" adezivler smear tabakayı modifiye etmektedir¹³⁸. Adeziv sistemler arasındaki bu fark, "etch and rinse" adeziv sistemlerde, primer ve bonding ajan uygulaması öncesinde dentine uygulanan %35-37'lik fosforik asit işlemidir^{234,235}. Asit işlemi sonrası, dentin yüzeyi su ile yıkanarak artıklar uzaklaştırılmaktadır. "Self - etch" adezivlerde ise ayrıca uygulanan bir asit işlemi yoktur. Her iki sistemde uygulanan primer ve bonding işlemleri tek aşamalı veya iki aşamalı olabilmektedir²³⁵.

Manocci ve ark.⁹, Panavia F 2.0 rezin simanının içinde bulunan fosfat monomerinin (MDP), fiber postlarda bulunan difenilpropan ve metiloksiranın polimerizasyonu sonucu oluşan rezin matrisle kimyasal bağlantı yaptığını ve Panavia F 2.0 ile fiber post arasında kimyasal bağlantı olduğunu söylemektedir. Panavia ile yapıştırılan fiber post ve

zirkonyum post gruplarının; termalsiklus ve suda bekletme işlemleri sonrası mikrosızıntı değerlerinin diğer gruplara oranla daha az olmasında, panavianın bu özelliğinin etkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca MDP monomerindeki fosfat bağlarının dentindeki kalsiyum ile olan bağlantısı, Panavia F 2.0'nın dentinle bağlantısının güçlü ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır.

Kern ve Wegner²³⁸, yapmış oldukları çalışmada; Bis-GMA ve MDP içeren adeziv rezin simanların, zirkonyum oksit seramiğinin bağlanma dayanımına olan etkisini incelemiştir. Simantasyon işlemi öncesinde örnekler; kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda; yüzeyin kumlanmasının ardından uygulanan adeziv fosfat monomeri MDP'nin en başarılı sonucu verdiği belirtmiştir. Kern ve Wegner; termalsiklus işleminin, yüzey işlemi uygulanmış ve uygulanmamış zirkonyum oksit seramiklerle, Bis-GMA içeren rezin simanlar arasındaki bağlantıda başarısızlıklara neden olduğunu bildirmişler ve uzun dönemde en başarılı bağlantının alüminyum oksit (Al_2O_3)'le kumlama ve MDP içeren rezin simanla simante edilen zirkonyum oksit seramiklerle elde edildiğini bulmuşlardır.

Yapılan çalışmalarda MDP'nin, zirkonyum oksit seramiklerle suya dayanıklı kimyasal bağlar kurabildiği belirtilmiştir. Monomerin fosfat ester grubu; hem alüminyum hem de zirkonyum oksitle kimyasal olarak bağlanmaktadır. MDP içeren rezin simanların bağlantı direnci; MDP içermeyen Bis-GMA rezin simanlarla karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur^{238,239,243}.

Blatz ve ark.'larının²³⁹ 2003 yılında yapmış oldukları çalışmada ise; kumlanmış zirkonyum oksit ve alüminyum oksit seramiklerinin, MDP içeren bonding/silan karışımlarıyla ve yine MDP içeren adeziv rezin simanlarla simante edilmesinin güçlü bir bağlantı kurduğunu belirtmişlerdir.

Fosfat ester monomerleri; zirkonyum dioksit gibi metal oksitlerle kimyasal bağlantı kurabilmektedir^{219,239}. Ayrıca adeziv monomer olan MDP; uzun karbonil zincirler içermesi nedeniyle hidrolitik değişime karşı dirençli olmaktadır^{240,241}. Panavia gibi MDP içerikli simanların zirkonyum dioksit ile güçlü bir bağlantı kurmasının nedeni; zirkonyum seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile MDP içerisindeki hidroksil grupları arasındaki reaksiyondur.

Panavia gibi “self etch” simanlar, adeziv sistemlerin uygulanabilmesini kolaylaştırmakta ve daha basite indirgemektedir. Bu tip adeziv sistemler metakrilat içermektedir ve materyalin içindeki fosforik asit ise asidik bonding yüzey oluşturmaktadır. Düşük pH’ın oluşturduğu bu demineralize dentin yüzeyinde ise iyi bir mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır. Panavia grubunda oluşan bu bağlantının güçlü olması; termalsiklus ve suda bekletme işlemleri sonrası mikrosızıntı değerlerinin diğer gruplara oranla daha az olmasına bağlanabilmektedir²³⁵.

Dentin ile restorasyon arasındaki bağlanmanın en etkili yolunun; asitlenmiş dentin yüzeyine infiltre olan bonding ajan olduğunu ileri süren araştırmacılar vardır^{236,237}. Buna zıt olarak da self etch sistemler, dentini demineralize etmek için asidik ko-monomerler kullanmaktadır. Bu adeziv sistemlerde bağlantı sağlanması, ko-monomerlerin dentinle birleşebilmesine bağlıdır. “Self etch” sistemlerde monomerlerin içerdiği karboksil ve fosfat grupları, dentin kollojenlerinde hidroksi apatit kristalleri ile bağlanabilmektedir¹³⁸. “Self etch” sistemleriyle oluşan bu bağlantı, “etch and rinse” sistemlerde asitleme sonucu dentine bonding ajanın penetrasyonu ile oluşan bağlantı kadar dayanıklı olduğu düşünülmektedir²³⁷.

Araştırmada kullanılan SCFP ve SCZP grupları, “self adhesive” adhezyon özelliğine sahip rezin simanlardır. Bu simanları uygulamadan önce asit, primer veya bonding ajan uygulanmamaktadır. Araştırmamızda en fazla sızıntı değerlerine SCFP ve SCZP gruplarında

izlenmiştir. İki ve üç basamaklı sistemlerde oluşabilecek hataları azaltan, basit ve kolay uygulanabilir olan “self adhesive” simanları post simantasyonu için kullanırken bu bilgileri göz önünde bulundurmak yararlı olabilmektedir.

Kompozit restorasyon materyallerinin elastik modülü dentine yakındır ve bu özellik direnç artışı elde etmemizi sağlamaktadır¹³⁸. Bu faktörler göz önüne alınarak postların kor yapımı için bırakılan kısımları; ışıkla polimerize olan tek şişe self-etching adeziv bond sistemi kullanılarak, nano kompozit ile restore edilmiştir. Kor yapım işlemi, hasta ağzında post üzerine kor yapımına benzer şekilde yapılabilmesi için tabakalama (incrementel) yöntemi ile küçük parçalar halinde yerleştirilmiştir.^{93,138,224}

Mandibular premolarların ortalama kron boyu 8 mm olarak bilinmektedir ve bu bilgi dikkate alınarak, prepare edilmiş diş formundaki kor materyalinin yüksekliğinin 6 mm olması halinde klinik şartların doğruya yakın taklit edilebileceği düşünülmüştür. 6 mm kor uzunluğuna sahip dişler 1 mm kalınlığında chamfer basamak ile prepare edilmiştir.

Araştırmada dişlerin kor kısımları ayrıca kronla kaplanmamıştır. Bunun nedeni ise; korun üzerine kron yapıştırıldıktan sonra yapılan mikrosızıntı ölçümlerinin, korun uyumundan çok kronun uyumunu ve yapıştırıcı simanın niteliğini ölçtüğünün düşünülmesidir. Tjan ve Modelli^{224,244,245} de yaptıkları çalışmalarda aynı görüşü savunmaktadır. Bu nedenle çalışmada dişlerin kor kısımları ayrıca kronla kaplanmamıştır.

Bachicha ve ark.²⁴⁶, metal ve karbon fiber postların kullanımının mikrosızıntıya olan etkisini incelemiş oldukları çalışmada, farklı postların kullanımıyla mikrosızıntıda önemli farklılıklar oluşmadığını bulmuşlar ve dolayısıyla post tipinin farklılaşmasının mikrosızıntıyı etkilemeyeceğini fakat, postların yapıştırılması için çinko fosfat, cam

iyonomer ve rezin simanların kullanılmasının mikrosızıntıda önemli farklılıklara neden olacağını savunmuşlardır.

Fogel⁸³, çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, tek aşamalı ve iki aşamalı rezin siman kullanarak yapmış olduğu çalışmada; paslanmaz çelik postu yapıştırarak mikrosızıntı karşılaştırması yapmış ve post/siman bağlantılarının hiçbirinde tam anlamıyla sıvı geçişinin engellenmediğini tespit etmiştir.

Heling ve ark.'nın²⁴⁷ yaptığı literatür derlemesinden oluşan çalışmada, post simantasyonundan sonra bakılan mikrosızıntı sonuçlarına göre simanın mikrosızıntıyı tamamen engelleyici bir bariyer olarak görülmemesi gerektiği ve mikrosızıntının ancak kanal preparasyonunun hemen ardından postun simantasyonuyla minimuma indirilebileceği gösterilmiştir.

Sızıntı çalışmalarında kullanılan teknikler arasında çoğunlukla boya penetrasyon yöntemi kullanılmaktadır^{9,154,224}. Bu yöntem; boyaların ucuz olması, kolay bulunması, yöntemin basit olması gibi sebeplerden dolayı sık tercih edilmektedir¹⁵⁴. Bu araştırmada boya sızıntı yöntemi; metilen mavisi kullanılarak uygulandı. Örnekleri metilen mavisi içerisine koymadan önce kök yüzeylerine tırnak cilası sürüldü ve bu işlem mine sement sınırından aşağıda olacak şekilde tüm sement yüzeyine uygulandı. Tırnak cilası uygulamadaki amaç; sement yüzeyinden herhangi bir sıvının geçişini önlemektir²²⁴.

İncelenen örneklerin hepsinde sızıntı görülmektedir. Mikrosızıntının bu kadar fazla görülmesinin nedeni; korların ayrıca kronla kaplanmaması da olabilir. Ancak klinik uygulamalar; postun simantasyonunu takiben hemen bir kron yapılarak korun kaplanması sonucunda mikrosızıntı miktarının minimum olacağını göstermiştir^{14,224,247}. Araştırmanın temel amacına uygun olması açısından, direkt post ve korların mikrosızıntısını inceleyebilmek için kronla kaplanmamıştır. Buna ek olarak; termalsiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulmuştur. Örneklerin ara yüzleri, direkt olarak ısının değiştiği

ortama açık olmalıdır. Termal stresler, oluşturdukları termal genleşme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stres oluşturarak diş ve restoratif ara yüzeyinde bağlanma bozukluğu meydana getirebilmektedir¹⁸⁵. Bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebebin rezin ile hibrit tabaka ara yüzündeki hidrolizin etkisi olduğu düşünülmektedir¹⁸⁶. Tüm bu nedenler göz önünde bulundurulmuş ve dişler kron ile kaplanmamıştır.

Camillo ve ark.'ları²⁵⁶, 2007 yılında yaptıkları çalışmada; rezin siman kalınlığının, fiber post ile kök dentini arasındaki bağlantının büyüklüğüne olan etkisini incelemişlerdir. Buna göre rezin siman kalınlığının 0.3mm'den fazla olduğu durumlarda bağlantı dayanımı düşmektedir. Valendro ve ark.'ları²⁵⁷, 2005 yılında yaptıkları çalışmada; cam fiber post ve kök dentini arasındaki rezin siman kalınlığının ince olmasının retantif özelliği de arttıracaklarını rapor etmişlerdir. Grandini ve ark.'ları²⁵⁸, 2005 yılında yaptıkları çalışmada; çeşitli postları yerleştirdikleri çalışmada rezin siman kalınlığını incelemişlerdir. Buna göre postun tam uyumlu olmadığı durumlarda, rezin siman kalınlığı artmaktadır. Kalın rezin siman tabakası içerisinde hava boşluklarının oluşma riski daha fazladır.

Erkut ve ark.'nın²²⁴, 2008 yılında yaptıkları çalışmada kalın olan rezin siman tabakasının daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olduğunu bildirmişlerdir. İncelenen örneklerde 3 farklı ara yüzey mevcuttur. Bunlar; dentin hibrit tabaka arayüzeyi, hibrit tabaka rezin siman ara yüzeyi, rezin siman post ara yüzeyidir. Bu üç yüzey arasında kopmalar olabilmektedir. Resim 31,32 ve 33'te rezin siman ve dentin ara yüzeyinde, ayrılmalar gözlenmektedir. Bu ara yüzeylerdeki ayrılma sonucu gerçekleşen sızıntılar; sıklıkla siman tabakasının kalın olduğu bölgelerde görülmektedir. Kök-kanal tedavisi preparasyon işlemleri, post boşluğu hazırlama prosedürleri, postlar için aynı çaplar kullanılsa da, post boşluğuna yerleştirilen postlarda siman film kalınlığını kontrol etmek oldukça zordur^{22,224}.

Elde edilen sonuçlara göre en az sızıntı PanaviaF 2.0 adeziv rezin simanıyla yapıştırılan grupta olmuş ve bunu sırasıyla Variolink II ve SmartCem2 adeziv rezin simanları takip etmiştir ($p>0,05$). Bu bilgilerin ışığında PanaviaF 2.0 rezin simanı cam fiber postların ve zirkonyum seramik postların simantasyonu için tavsiye edilebilir. “Etch&Rinse” yöntemi ister iki aşamalı isterse üç aşamalı olsun oldukça karışık ve hassasiyet gerektiren bir yöntemdir^{105,123,139,140}. Yapılacak hata başarısız bir simantasyona neden olabilmektedir. Tek aşamalı “self adhesive” sistemler diğer rezin simanların uygulama aşamalarında yapılabilecek yanlışları ortadan kaldırmak, hekimlere kolaylık sağlamak ve işlemlerin süresini kısaltmak amacıyla üretilmiştir. Yapmış olduğumuz bu invitro araştırmada en fazla sızıntıya tek aşamalı SmartCem2 rezin simanında rastlanılmıştır. Ancak diğer gruplarda da belirli oranlarda sızıntı tespit edilmiştir. Kullanım kolaylığı açısından basit olan self adhesive simanlar simantasyon için tavsiye edilebilir ancak bu bilgileri göz önünde bulundurmak gerekmektedir. İncelen literatürlerin ışığında; oluşan bu mikrosızıntının asla ortadan kaldırılamayacağı^{83,224,227,246,247}, ancak mikrosızıntının azaltılabileceği söylenebilir. Bunun içinde rezin simanlar kullanılmalı ve üretici firmasının talimatlarına uyulmalıdır.

Yapılan bu invitro araştırmada elde edilen sonuçların klinik uygulamalara ışık tutacağı umulmakta ve sonuçların uzun dönem invivo çalışmalarla da desteklenmesi gerektiği düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR:

1. Termalsiklus ve suda bekletme ile yapay yaşlandırma uygulanan; cam seramik post ve zirkonyum seramik post sistemi uygulanmış örneklerin üç farklı rezin simanla simantasyonu sonucu en az sızıntı PanaviaF 2.0 gurubunda gözlenmiştir. Bunu sırasıyla Variolink II ve SmartCem2 rezin simanları takip etmiştir. Bu siman sistemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p>0,05$)

2. Hangi tip simanın hangi tip post siman sistemiyle daha az sızıntı oluşturduğunu anlamak için yapılan karşılaştırmaların sonucuna göre; en az sızıntı Panavia-Zirkonyum Post (PANZP) gurubunda olurken, bunu sırasıyla Panavia-Fiber Post (PANFP), Variolink-FiberPost (VPSFP), Variolink-Zirkonyum Post (VPSZP), SmartCem-Zirkonyum Post (SCZP), SmartCem-Fibert Post (SCFP) grubları takip etmiştir ($p>0,05$).

3. “Etch and Rinse” yöntemi kullanılarak yapılan simantasyon işleminde tek aşamalı sisteme göre daha az sızıntı gözlenmiştir ($p>0,05$).

4. Asit, primer ve bonding işlemlerinin uygulanmadığı tek aşamalı SmartCem2 rezin simanı en fazla sızıntı oranına sahiptir ($p>0,05$).

5. Üç farklı adeziv rezin simanla yapıştırılan cam fiber post ve zirkonyum seramik post sistemleri arasında sızıntı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (p değeri $0,146>0,05$). Postların farklılığı mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak fark yaratmamıştır.

6. İncelenen sem görüntülerinde; post-siman-dentin sisteminde en az aralanmanın olduğu bölgeler siman film kalınlığının en az olduğu bölgelerdir. Bundan dolayı en az sızıntı apikal kök dilimlerinde gözlenmiştir.

7.ÖZET

Cam fiber ve zirkonyum seramik postların üç farklı adeziv siman kullanılarak, tek köklü dişlerde simantasyonu sonucu oluşan mikrosızıntının karşılaştırmalı olarak incelenmesi.

Post-kor restorasyonlar, aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu restorasyon tipinde, postlar kor yapıya retansiyon ve stabilite sağlamak için kullanılmaktadır ve kor yapı kaybedilen kronal diş dokusun yerine geçerek sonuç restorasyona retansiyon sağlamaktadır.

Metal post sistemleri sahip oldukları üstün fiziksel özelliklerinde dolayı sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak bu postların metalik renkte ve opak olmaları, korozyona uğramaları ve korozyon ürünlerinin dişetinde renklenmeye neden olması en önem dezavantajlarıdır.

Teknolojik gelişmelere paralel olarak yeni alternative materyaller dental marketlerde kullanıma sunulmuştur. Metalik olmayan post sistemleri estetik açıdan tercih edilebilir. Prefabrika metalik olmayan postlar; oldukça yüksek mekanik özelliklere sahiptir ve biyolojik olarak uyumludurlar. Ayrıca bu postları adeziv sistemlerle simante etmek mümkündür. Tüm bu nedenlerden dolayı araştırma için cam fiber post ve zirkonyum seramik post sistemlerini tercih edildi.

Retansiyon özelliklerinin iyi olmasından dolayı adeziv sistemler günümüzde oldukça popülerdir. Ancak bu sistemin en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesidir. Bu problem; sekonder çürük oluşumuna, postun esnemesine, post ve dentin yüzeylerinde simantasyonun bozulmasına, kanal kırıklarına ve hatta diş kayıplarına neden olabilir. Mikrosızıntının miktarını ölçmek için üç farklı adeziv rezin siman kullandı.

Bu araştırmanın amacı; cam fiber ve zirkonyum seramik postların üç farklı adeziv siman kullanılarak simantasyonu sonucu oluşan mikrosızıntının değerlendirilmesidir.

Bu araştırmada örneklerin yapımı için çürüksüz 60 adet insan mandibular premolar diş, üç farklı adeziv rezin siman (PanaviaF 2.0, Smart Cem2 ve Variolink II) ve iki farklı post sistemi (camfiber post ve zirkonyum seramik post) kullanıldı. Dişler her birinde 10'ar diş olmak üzere 6 farklı gruba ayrıldı. Bütün dişlerin kronları, kök boyları 13 mm olacak şekilde kesildi. Kanal preparasyonları ProTaper NiTi döner alet seti ile yapıldı. Kanallar protaper guta-perka ve AhPlus kanal patı ile dolduruldu. Post boşlukları, derinlikleri 9mm olacak şekilde postların kensi frezleriyle hazırlandı. Post boşluğu preparasyonu kanal doldurulduktan hemen sonra yapıldı. Post uzunlukları 13mm olarak ayarlandı. Bunun 9mm kanal içerisinde kalıp simantasyon için kullanılırken, 4mm'si kor yapıya desteklik sağlaması için kullanıldı. Kor restorasyonu için ışıkla polimerize olan nano kompozit kullanıldı.

Cam fiber post ve zirkonyum zeraamik postlar, dual polymerize olan PanaviaF 2.0, SmartCem2 ve Variolink II rezin samanları ile yapıştırıldı. Tüm örnekler, 1000 kez 5°C ve 55°C'lik su banyolarında termal döngüye maruz bırakıldı. Daha sonra örnekler bir hafta süreyle 37°C'lik distile su içerisinde saklandı. Bu süre sonunda sudan çıkarılan örnekler kurularak üzerleri temiz bir tırnak cilası ile kaplandı. Böylece boya sızıntı yöntemi öncesi dişlerin sement geçirgenliği önlenmiş oldu.

Tüm örnekler bir hafta süreyle %2'lik metilen mavisi içeirinde saklandı. Sonra örnekler akar su altında fırça ve pomza ile temizlendi. Temizlenen örnekler otopolimerize akrilk rezin içerisinde gömüldü. Örnekler kronal, orta ve apical olmak üzere horizontal kesilerle parçalara ayrıldı. Herbir parçanın oklüzal yüzeyinden dijital olarak fotoğrafları çekildi. Görüntüler bilgisayar ortamına aktarıldı ve JPEG formatında kaydedildi.

Her bir örnek için boya sızıntı miktarı metilen mavisi ile sızıntı olan dentin alanının tüm dentin alanına oranlanmasıyla tespit edildi. Sızıntı alanlarının tespiti ve birbirlerine oranlanması için AutoCAD 2012 programı kullanıldı. Elde edilen veriler iki yönlü ANOVA testi ile istatistiksel olarak incelendi ($p>0,05$). Ayrıca Tukey HSD testinde hangi grubun daha iyi olduğunu anlamak için kullanıldı ($p=0,146$). PANZP grubu en az mikrosızıntıyı gösterirken, bunu sırasıyla PANFP, VPSFP, VPSZP, SCZP, SCFP grupları takip etmiştir.

Tüm örnekler SEM (scanning electron microscope) altında incelendi. Örneklerin hepsinde değişen oranlarda, yapıştırıcı ajan ve dentin yüzeyinde ayrılmalar olduğu görüldü. En az ayrılmanın ve mikrosızıntının apikal bölümde olduğu tespit edildi.

Anahtar kelimeler: mikrosızıntı, cam fiber post, zirkonyum seramik post, dental adezivler, rezin simanlar.

8. SUMMARY

The comparative study of microleakage which is a result of cementation in single rooted teeth restored with glass-fiber and zirconium ceramic posts using three different adhesive resin cements .

Post-core restoration is a method frequently used in the restoration of endodontically treated teeth suffered from excessive material loss. In this type of restoration, posts are used for the core structure to provide retention and stability and core structure provides restoration retention by replacing the lost coronal tooth structure.

Metal post systems are often used because of their superior physical properties. However, the most important disadvantages of these posts are their metallic and opaque colors and being exposed to corrosion and corrosion products that cause discoloration.

In line with technological developments, new alternative materials are available on the dental markets. Non-metallic post systems can be aesthetically preferable. Prefabricated non-metallic posts have very high mechanical properties and bio-compatible. In addition these skins can be cemented by adhesive systems. For all these reasons, we used glass fiber and zirconium ceramic post systems in our study.

Adhesive systems are very popular nowadays due to their good retention properties. But the most important disadvantage of this system is polymerization shrinkage. This problem can cause secondary dental caries, flexion of post, decementation between post surface and dentin surface, root fracture and even tooth loss. For this study we use three different adhesive resin cements in order to have little or no microleakage.

The purpose of this study is the evaluation of microleakage resulted from the cementation of using glass fiber and zirconium ceramic posts with three different adhesive cements.

In this study for the construction of samples, extracted and non-carries 60 mandibular human premolars, three different adhesive resin cements (PanaviaF 2.0, SmartCem2 and Variolink II) and two different post systems (glass fiber and zirconium post) were used. The teeth were divided into 6 different groups of 10 teeth each. All teeth crowns were cut at the root length of 13 mm. Canal preparations were made with ProTaper NiTi rotary instrument set. Root canals were filled with protaper gutta-perka and AhPlus sealer. Then post spaces were prepared with their own drills at 9 mm depth. Post space preparation was performed immediately after filling the channel. Length of posts set at 13mm where 9mm piece of each post were used for cementation which die in root canal and 4mm piece of each post were used to provide support to core structure. Light-polymerized nano-composite was used for the restoration of core.

Glass fiber and zirconium ceramic posts were adhesively luted using PanaviaF 2.0, SmarCem2 and Variolink II dual-polymerizing luting agents. All samples were subjected to thermal cycling 1000 times in between 5 ° C and 55 ° C water baths. Then samples were stored in 37 ° C distilled water for a week. At the end of this period, the samples removed from water and dried before being covered with clean nail polish. So that cement permeability of the tooth was prevented before the dye leakage method.

All samples were stored in 2% methylene blue (solution) for a week. Then the samples scrubbed under running water with a brush and pumice. Cleaned samples were embedded in otopolimerized acrylic resin. The tooth were cut horizontally into three consecutive sections: apical, middle and coronal. Digital photographs were taken of each piece from

their occlusal surface. Images were transferred to a PC and saved in JPEG format. For each sample, dye penetration was found as the ratio of methylene-blue-infiltrated area divided by total dentin area. The AutoCAD 2012 software used for the leak area detection and the ratio of each other. The data obtained were analyzed statistically by two-way ANOVA test ($p>0,05$). In addition, Tukey HSD was used to understand which group is better ($p=0,146$). PANZP group showed the least leakage which followed respectively by the groups PANFP, VPSFP, VPSZP, SCZP, SCFP.

All samples were examined under SEM (scanning electron microscope). All of the samples in varying proportions were showed surface separations because of polymerization shrinkage between dentin and adhesive agent. Apical sections showed the least microleakage and separation.

Keywords: microleakage, glass fiber post, zirconium ceramic post, dental adhesives, resin cements.

9. KAYNAKLAR:

1. Korkmaz T, Nalbant L; Zirkonyum seramik post uygulamaları, Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, Cilt 1, Sayı 1, 1998; 94-97.
2. Jefferson Ricardo Pereira, Fabio de Ornelas, Paulo Cesar Rodrigues Conti; Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts, Journal of Prosthetic Dentistry; 2006; 95: 50-54.
3. Akkayan B, Gülmez T; Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. Journal of Prosthetic Dentistry; 2002; 87(4):431-437.
4. Nicolas Cheleux; Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts, Acta Biomaterialia; 2009; 5; 3224-3230.
5. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H; Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. J. Prosthet Dent 1993 ;69: 599-604.
6. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ; Marginal Fit of Alumina-and Zirconia- Based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD- CAM System Operative Dentistry 2001; 26: 367-74.
7. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee DA, Carrilho M, Donnelly A, Garcia Goday F; From dry bonding to waterwet bonding to ethanol wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. Am J Dentistry , 2007; 20: 7-20.
8. Alani AH, Toh C; Detection of microleakage around dental restorations: A review oper. Dentistry; 1997;22(4): 173-185.
9. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF; Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic

- loading: a confocal microscopic study, J Prosthet Dent, 2001; 85-3: 284-291.
- 10.** Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett; Fundamentals of Fixed Prosthodontics; Üçüncü Baskı, Quintessence Yayınları; 2005.
- 11.** Ring SM, Brackett SE; Foundation restorations in fixed prosthodontics: An Illustrated History. The C.V. Mosby Co.;1989.
- 12.** Ingle J; endodontics, Third Edition, Lea&Febiger, Philadelphia, 1985: 810-812.
- 13.** Efeoğlu A; Dişhekimliği Tarihi, 7.Bölüm,İstanbul,1992.
- 14.** Morgano SM, Brackett SE; Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. J. Prosthet. Dent, 1999: 643-657.
- 15.** Bluche LR, Bluche PF, Morgano SM; Vacuum-formed matrix as a guide for the fabrication of multiple direct patterns for cast posts and cores. J. Prosthet Dent, 1997: 326-327
- 16.** Boberick KG, Wyke D; Use of a flexible cast for fabrication of multiple post-coping overdenture restorations. J. Prosthet Dent, 1999: 365-68.
- 17.** Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y ;Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications, J Endod, 1998;24 (2): 107-111.
- 18.** Bayırlı G; Endodontik Tedavi II.İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi: 1999.
- 19.** Mattison GD.; Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J.Prosthet. Dent, 1982; 48: 407- 411.
- 20.** Tjan AH, Whang S; Resistance to tooth fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. J. Prosthet Dent, 1985; 53: 496-500.
- 21.** Morgano SM; Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principle in present and future contexts. J. Prosthet. Dent, 1996; 75: 375-380.

22. Stockton LW; Factors affecting retention of post systems: A literature review. J. Prosthet. Dent, 1999; 81:380-385.
23. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A; İleri Retorasyon Teknikleri, 1. Baskı, Polat Basımevi, Ankara, 1998.
24. Çuhadaroğlu; Kron köprü protezi, Bölüm 16, Baskı 3, 1998.
25. Rossensteil SF, Land MF, Fujimoto J; Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis: The C.V. Mosby Co; 1998.
26. Fernandes AS, Dessai GS; Factors affecting the fracture resistance of postcore reconstructed teeth: A review, Int J Prosthodont, 2001; 14: 355-363.
27. Bedestenci B; Metal ve Metal Olmayan Prefabrik Post Sistemlerinin Diş ve Alveol Kemiğinde Oluşturduğu Stersslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.
28. Caputo AA, Standlee JP, Collard EW ; The mechanics of load transfer by retentive pins, J Prosthet Dent, 1973; 29(4): 442-449.
29. Sokol DJ; Effective use of current core and post concepts, J Prosthet Dent, 1984; 52(2): 231-235.
30. Kantor ME, Pines MS ; A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth, J Prosthet Dent, 1977; 38(4): 405-412.
31. Zaimoğlu A, Can G; Sabit Protezler, Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2004; 183-200.
32. 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): 305-312.
33. Malone FPW, Koth DL; Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics. Eighth Edition St. Louis: Ishiyaku Euro America Inc; 1998, 407-419.
34. Trabert KC, Cooney JP ; The Endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. Dent. Clin. North America, 1984; 28(4): 923-951.

- 35.** Bergman B, Lundquist P, Sjögren U, Sundquist G; Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J. Prosthet Dent*, 1989; 61(1): 10-15.
- 36.** Morgano SM, Millot P; Clinical success of cast metal posts cores. *J. Prosthet Dent*, 1993; 70(1): 11-16.
- 37.** Schneider R.L.; A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J. Prosthet Dent*. 1994;71(4):420-2.
- 38.** Rosenstiel SF, L.M., Fujimoto J., Contemporary fixed prosthodontics, 2. Baskı, The C.V. Mosby St. Louis; 1995.
- 39.** Greenfeld RS., Roydhouse RH., Marshall FJ., Schoner B.; A comparison of two post systems under applied compressive-shear loads. *J Prosthet Dent*. 1989;61(1):17-24.
- 40.** Qualtrough, A.J. and F. Mannocci; Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent*, 28, 1, 86-91; 2003.
- 41.** Koutayas, S.O., M. Kern; All-ceramic posts and cores: the state of the art, *Quintessence Int*, 30, 6, 383-392; 1999.
- 42.** Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K.; A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts, *J Prosthet Dent*, 80, 2, 151-157; 1998.
- 43.** Ahmad I.; Yttrium –partially stabilized zirconium dioxide post. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998; 18(5): 454-65.
- 44.** Isidor, F., K. Brondum, G. Ravnholt ; The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts, *Int J Prosthodont*, 12, 1, 78-82: 1999.
- 45.** Piconi C., Maccauro G.; Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999;20: 1-25.
- 46.** Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peille C.N.; Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed MaterRes*. 1989;23: 45-61.
- 47.** Christel P.S.; Zirconia: The second generation of ceramics for total hip replacement. *Bull Hosp. Joint Dis Orthop Inst*. 1989;49: 170-177.

- 48.** Chevalier J.; What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials* 2006;27: 535-543.
- 49.** Keith O., Kusy R.P., Whitley J.Q.; Zirconia Brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106: 605-614.
- 50.** Kittipibul P., Godfery K.; In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108: 308-315.
- 51.** Tanne K., Matsubara S., Hotei Y., Yoshida M.; Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am j Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106: 273-278.
- 52.** Asmussen E., Peutzfeldt A., Heitmann T.; Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27: 275-278.
- 53.** Meyenberg K.H., Luthy H., Scharer P.; Zirconia post: a new all-ceramic concept for nonvital teeth. *J Esthet Dent* 1995;7: 73-80.
- 54.** Zalkind M., Hochman N.; Direct core building using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998;80: 730-732.
- 55.** Wohlwend A., Studer S., Scharer P.; The zirconium oxide abutment: an all ceramic abutment for esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol* 1997;1: 63-74.
- 56.** Kelly J.R.; Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am* 2004;48: 513-530.
- 57.** Luthardt R.G., Sandkuhl O., Reitz B.; Zirconia-TZP and alumina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Retor Dent.* 1999;7: 113-119.
- 58.** Tinschert J., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H.; Fracture resistance of lithium disilicate-,alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14: 231-238.
- 59.** Garvie R.C., Hannink R.H.J., Pascoe R.T.; Ceramic steel. *Nature (London)* 1975;258: 703-704.

- 60.** Rauchs G.,Fett T., Munz D., Oberacker R.; Tetragonal to monoclinic phase transformation in CeO₂ stabilised zirconia under uniaxial loading. J EurCeram Soc 2001;21: 2229-2241.
- 61.** Swain M.V.; Toughening mechanisms for ceramics. Materials Science Forum 1989;13: 237-253.
- 62.** Chevalier J., Olagnon C., Fantozzi G.; Subcritical crack propagation in 3Y TZP ceramics: static and cyclic fatigue. J Am Ceram Soc 1999;82: 3128-3129.
- 63.** Luthardt R.G., Holz ter M., Sandkuhl O., Herold V., Schnapp J.D., Kuhlisch E.,et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics. J Dent Res 2002;81: 487-491.
- 64.** McLaren E.A.; All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent 1998;19: 307-325.
- 65.** McLaren E.A., White S.N.; Glass infiltrated zirconia / alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11: 985-994.
- 66.** Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L.; The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dental Materials 1999;15: 426-433.
- 67.** Derand P., Derand T.; Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont 2000;13: 131-135.
- 68.** Gupta T.K., Lange F.F., Bechtold J.H.; effect of stress induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing tetragonal phase. J Mater Sci 1978;13: 1464-1470.
- 69.** Kocacıklı M.; Üç farklı post sisteminin (Flexi-post, cosmopost, FRC Postec) ağız içinde oluşabilecek kuvvetlere karşı dayancının in vitro değerlendirilmesi. Gazi Ü Diş Hek Fak Doktora tezi: 2002.
- 70.** Yoshihiro Goto, J.I.N., Keith M. Phillips, Thomas Junge; Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel and core systems, J Prosthet Dent 2005; 93: 45-50.

- 71.** Uzun G., K.F.; Geleneksel Post Kor Sistemlerine Bir Alternatif: Polietilen Fiber Post, Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 2007; 3: 43-48.
- 72.** Freeman M.A., Nicholls J.I., Kydd W.L., Harrington G.W.; Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. 1998; 24: 26-32.
- 73.** Çalışkan K.; Endodontide Tanı ve Tedaviler. Nobel Tıp Kitapevleri, 2006.
- 74.** Ricketts DNJ, Tait CME, Higgins AJ ; Tooth preparation for post-retained restorations, British Dent J, 2005;8: 463-470.
- 75.** Bourgeois, R.S., R.R. Lemon; Dowel space preparation and apical leakage, J Endod, 1981;7: 66-69.
- 76.** Patrick M. Lloyd, Joyce F. Palik: The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review, J Prosthet Dent, 1993;69: 32-36.
- 77.** Akkayan B., Canikoğlu M.B.; Farklı post tiplerinin kök kırıklarına etkileri ve post seçim kriterleri. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg. 1997;21: 75-84.
- 78.** Ruemping D.R., Lund M.R., Schnell R.J.; Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent 1979;41: 159-62.
- 79.** Wood W.W.; Retention of posts in teeth with nonvital pulps. J Prosthet dent. 1983;49: 504-506.
- 80.** Cohen, S., Burns, R.C.; Pathways of the pulp Harcourt, New Delhi. 2002.
- 81.** Fernandes, A.S., S. Shetty, I. Coutinho ; Factors determining post selection: a literature review. J Prosthet Dent. 2003;90: 556-62.
- 82.** Ricketts D.N.J., Tait C.M.E., Higgins A.J.; Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. Br Dent J. 2005;198: 533-541.
- 83.** Fogel, H.M.; Microleakage of posts used to restore endodontically treated teeth, J Endod, 1995;21: 376-379.

- 84.** Dayangaç B.; Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kitapevi Ltd Şti 2000. Ankara.
- 85.** Bowen R.L., Marjenhoff W.A.; Dental composites/glass ionomers: The materials: Review. *Adv Dent Res* 1992;6: 44-9.
- 86.** Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.; Sturdevant 's Art&Science of Operatif Dentistry. Mosby 2002.
- 87.** Cohen B.I., Pagnillo M.K., Condos S., Deutsch A.S.; Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts, *J Prosthet Dent*, 1996; 76: 487-495.
- 88.** Philips R.W.; Science of Dental Materials, Ninth Edition. Saunders Co., Philadelphia 1991.
- 89.** Smith D.C.; Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am* 1983;27: 763-92.
- 90.** Christensen G.J.; Why is glass ionomer cement so popular ? *J Am Dent Assoc* 1994;125: 1257-8.
- 91.** Christensen G.J.; Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *J Esthet Dent*, 1997;9: 20-26.
- 92.** O'Brien W.J.; Dental Materials and Their Selection, Second Edition. Quintessence Pub. Co, Inc., Chicago. 1989.
- 93.** Hofmann N., Papsthart, Hugo B., Klaiber B.; Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J. Oral Rehabil.*, 2001;28: 1022-1028.
- 94.** Van Meerbeek B., Inokoshi S., Davidson C.L., De Gee A.J., Labrechts P., Braem M., Vanherle G.; Dual cure luting composites-Part II: Clinically related properties *J Oral Rehabil*, 1994;21: 57-66.
- 95.** Burke F.J.T. and McCaughey A.D.; The four generations of dentin bonding, *Am J Dent*, 1995;14: 394-398.
- 96.** Joynt R.B., Davis E.L.; Dentin bonding agent and the smear layer. *Oper Dent*, 1991;16: 186-91.

- 97.** Retief D.H. and Denys F.R.; Adhesion to enamel and dentin, *Am J Dent*, 1989;2: 133-144.
- 98.** Özer F.; Dentin bonding sistemlerin in vivo ve in vitro olarak incelenmesi, 1991. Doktora tezi, İstanbul.
- 99.** Joynt R.B., Davis E.L, Wieczkowski G. and Yu X.Y.; Dentin bonding agents and smear layer, *Oper Dent*, 1991;16: 186-191.
- 100.** Barkmeier W.W. and Cooley R.L.; Laboratory evaluation of adhesive systems, *Oper Dent*, 1992;5: 50-61.
- 101.** Hansen E.K., Munksgaard E.C. and Asmussen E.; Improved efficacy or some phosphate-based dentin bonding agents, *Dent Mater*, 1989;5: 334-338.
- 102.** Crispin B.J., Jo Y.H. and Hobo S.; Esthetic restorative materials In” *Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals*”, Quintessence Pub Co Inc Tokyo, 1994.
- 103.** Swift E.J., Perdigao J. and Heymann H.O.; Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, *Quintessence Int*, 1995;26: 95-110.
- 104.** Latta M.A., Barkmeier W.W.; Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998;42: 567-77.
- 105.** Van Meerbeek B., Inoue S., Perdigao J., Lambrechts P. and Vanherle G.; Enamel and dentin adhesion In “ *Fundamentals of operative dentistry* “ Ed. By EM Solaro, Quintessence Pub Co Inc Illinois, USA. 2001: 141-186.
- 106.** Nakabayashi N., Kojima K. and Masuhara E.; The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates, *J Biomedical Materials Research*, 1982;16; 265-273.
- 107.** Erickson R.L.; Surface interactions of dentin adhesive materials, *Oper Dent*, 1992;5: 81-94.

- 108.** Van Meerbeek B., Lambrechts P., Inokoshi S., Braem M. and Vanherle G.; Factors affecting adhesion to mineralized tissues, *Oper Dent*, 1992;5: 111-124.
- 109.** Öztürk A.N., Aykent F.; Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cum Üni Diş Hek Fak Derg*, 2001;2: 128-131.
- 110.** Pashley D.H.; The effects of acid etching on the pulpodentin complex, *Oper Dent*, 1992;17: 229-242.
- 111.** Brännström M. and Johnson G.; Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A Scanning Electron Microscopic investigation, *J Prosthet Dent*, 1974;31: 422-430.
- 112.** Goracci G.; Quality of bonding agents: A SEM study In 'Bologna international symposium, London, 1996: 4-15.
- 113.** Tay F.R., Carvalho R., Sano H. and Pashley D.H.; Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin, *J Adhesive Dent*, 2000;2: 99-116.
- 114.** Tay F.R., Sano H., Carvalho R., Pashley E.L. and Pashley D.H.; An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin, *J Adhesive Dent*, 2000;2: 83-98.
- 115.** Nakabayashi N. and Pashley; Acid conditioning and hybridization of substrates In "Hybridization of dental hard tissues", Quintessence Publishing Co, Ltd, Tokyo. 1998;37-54.
- 116.** Gonçalves M., Pecora J.D., Vinha D. and Silva R.S.; Surface tension of different dentin bonding resin systems, *Braz Dent J*, 1997;8: 43-47.
- 117.** Asmussen E. and Peutzfeldt A.; Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites, *Dent Mater*, 1998;14: 51-56.

- 118.** Eliades G., Vougiouklakis G. and Palaghias G.; Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ, *Dent Mater*,1999;15: 310-317.
- 119.** Walshaw P.R. and McComb D.; Clinical considerations for optimal dentinal bonding, *Quintessence Int*,1996;27: 619-625
- 120.** Uno S., Tanaka T. and Sano H.; Elastic behaviours of the resin/dentin bonding interfaces In “Modern trends in adhesive dentistry forum’99 in Tsurumi, Yokohama, Japan” Ed by Momoi Y, Akimoto N, Kohno A, 97-110, Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japan. 1999.
- 121.** Ferrari M. and Davidson C.L.; In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems, *J Prosthet Dent*, 1996;76: 250-253.
- 122.** Nakabayashi N. and Pashley; Characterization of the hybrid layer In “Hybridization of dental hard tissues”, Quintessence Publishing Co, Ltd, Tokyo. 1998; 57-85.
- 123.** Inoue S., Van Meerbeek B., Vargas M., Yoshida Y., Lambrechts P. and Vanherle G.; Adhesion mechanism of self-etching adhesives In “Advanced adhesive dentistry 3rd international kuraray symposium” Ed by Tagami J, Toledano M and Prati C, Kuraray Co., Ltd, Japan. 1999;131-148.
- 124.** Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M. and Wei S.H.Y.; Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo, *J Dent Res*, 1994;73: 629-636.
- 125.** Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P. and Vanherle G.; Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems, *J Dent Res*, 1992;71: 1530-1540.
- 126.** Van Meerbeek B., Dhem A., Nicaise M.G., Braem M., Lambrechts P. and Vanherle G.; Comparative SEM and TEM examination of the

ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone, *J Dent Res*, 1993;72: 495-501.

127. Uno S. and Finger W.J.; Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding, 1995;26: 733-738.

128. Kugel G., Ferrari M.; The science of bonding: From first to sixth generation. *JADA* 2000;131: 20-25.

129. Fabianelli A., Kugel G., Ferrari M.; Efficacy of self-etching primer on sealing margins of class II restorations. *Am j Dent*, 2003;16: 37-41.

130. Watanabe I., Nakabayashi N.; Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int*, 1993;24: 335-42.

131. Summitt J.B., Robbins J.W., Hilton T.J., Schwartz R.S.; *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach. Third Edition.* Quintessence Pub Co Inc. 2006; 233-34.

132. Tay F.R., Pashley D.H.; Have dentin adhesives become too hydrophilic ? *J Can Dent Assoc*, 2003;69: 726-31.

133. Tay F.R., Pashley D.H., Water treeing – a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*, 2003;16: 6-12.

134. Inogue S., Vargas M.A., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherie G., Sano H., Van Meerbeek B., Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 2003;16: 329-34.

135. Van Landuyt K.L., De Munck J., Snauwaert J., Coutinho E., Poitevin A., Yoshida Y., Inoue S., Peumans M., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.; Monomer – solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 2005;84: 183-88.

136. Tay F.R., Pashley D.H., Suh B.I., Carvalho R.M., Itthagarun A.; Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 2002;30: 371-82.

- 137.** Chan K.M., Tay F.R., King N.M., Imazato S., Pashley D.H.; Bonding of mild self-etching primers / adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent*, 2003;16: 340-46.
- 138.** Marco Ferrari, Simone Grandini; *Fiber Posts and Endodontically Treated Teeth: A compendium of Scientific and Clinical Perspectives*, 2008.
- 139.** Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P. and Vanherle G.; The clinical performance of adhesives, *J Dent*, 1998;26: 1-20.
- 140.** Gökalp S. ve Kiremitçi A.; Dentin adezivler, *HÜ Diş Hek Derg*, 2001;25: 44-51.
- 141.** Gwinnett A.J.; Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strenght. *Am J Dent*, 1992;5: 127-129.
- 142.** Pashley D.H., Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M., Carvalho R.M.; Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, 1995;11: 117-125.
- 143.** Kanca J.; Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin bonding to wet dentin surfaces, *J Am Dent Assoc*, 1992;123: 35-43.
- 144.** Gwinnett A.J., Tay F.R., Pang K.M., Wei S.H.; Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am J Dent*, 1996;9: 140-144.
- 145.** Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.; Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer / adhesives. 1996;12: 236-244.
- 146.** Miguez P.A., Castro P.S., Nunes M.F., Walter R., Pereira P.N.; Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes dent*, 2003;5: 107-112.

- 147.** Moszner N., Salz U., Zimmermann J.; Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives. A systematic review. *Dent Mater*, 2005;21: 895-910.
- 148.** Mjor I.A., Odond D.; Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. *Quintessence Int*, 2001;32: 537-551.
- 149.** Tay F.R., Pashley D.H.; Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 2001;17: 296-308.
- 150.** Tani C., Finger W.J.; Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self etching priming adhesives. *J Adhes Dent*, 2002;4: 283-9.
- 151.** Reis A., Grandi V., Carlotto L., Bortoli G., Patzlaff R., Accorinte M.L.R., Loguercio A.D.; Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent*, 2005;33: 549-559.
- 152.** De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B.; A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Rest*, 2005;84:118-132.
- 153.** Retief D.H.; Do adhesives prevent microleakage, *Int Dent J*, 1994;44: 19-26.
- 154.** Oruçoğlu, H.; Farklı kök kanal patlarının apikal sızıntısının bilgisayarlı sıvı filtrasyon yöntemi ile değerlendirilmesi ve kanal patlarının kök kanal dentini ile olan bağlantılarının push-out tekniği ve sem ile incelenmesi, Selçuk Üniversitesi Doktora Tezi, 2003.
- 155.** Spangberg, L.S., T.G. Acierno, B. Yongbum Cha; Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. *J Endod*, 1989;15: 548-551.

- 156.** Wu M.K., P.R. Wesselink, and J. Boersma; A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *Int Endod J*, 1995;28: 185-189.
- 157.** Zaimoğlu L., Aslan B., Kalaycı A., Topbaş C. ve etinkaya N.; Bir cam iyonmer esaslı kanal dolgu patının apikal sızıntı yönünden değerlendirilmesi. *Otoradyografi alışması. AÜ Diş Hek Fak Derg*, 1995;22: 19-22.
- 158.** Torabinejad M., Rastegar A.F., Kettering J.D., Pitt Ford R.T.; Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material, *J Endod* 1995;21: 109-12.
- 159.** Shemesh H., Wesselink P.R.; Leakage along apical root fillings with and without smear layer using two different leakage models: a two-month longitudinal ex vivo study. *Int Endod J*, 2006;39: 968-76.
- 160.** Derkson G.D., Pashley D.H. and Derkson M.E.; Microleakage measurement of selected restorative materials: A new in vitro method, *J Prosthet Dent*, 1986;56: 435-440.
- 161.** Chow T.W.; Mechanical effectiveness of root canal irrigation, *J Endodon*, 1983;9: 475-479.
- 162.** Gutmann J.L.; The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth, *J Posthet Dent*, 1992;67: 458-467.
- 163.** Saleh A.A. and Ettman W.M.; Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine, *J Dent*, 1999;27: 43-46.
- 164.** Nikaido T., Takano Y., Sasafuchi Y., Burrow M.F. and Tagami J.; Bond strengths to endodontically treated teeth, *Am J Dent*, 1999;12: 177-180.
- 165.** Nikaido T., Akagawa H., Sasafuchi Y., Nozaki N., Hashimoto K. and Tagami J.; Bonding to nonvital teeth In "Modern trends in adhesive

dentistry forum'99 in Tsurumi, Yokohama, Japan" Ed by Momoi Y, Akimoto N, Kohno A, 85-96, Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japan. 1999.

166. Vire D.E.; Failure of endodontically treated teeth:Classification and evaluation, J Endodon, 1991;17: 338-342.

167. Saunders W.P. and Saunders E.M.; Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy:A review, Endod Dent Traumatol, 1994;10: 105-108.

168. Wilcox L.R. and Diaz-Arnold A.; Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth, J Endodon, 1989;15: 584-587.

169. Diaz-Arnold A.M. and Wilcox L.R.; Restoration of endodontically treated anterior teeth:An evaluation of coronal microleakage of glass ionomer and composite resin materials, J Prosthet Det, 1990;64: 643-646.

170. Beckham B.M., Anderson R.W. and Morris C.F.; An evaluation of three materials as barriers to coronal microleakage in endodontically treated teeth, J Endodon, 1993;19: 388-391.

171. White S.N., Furuichi R. and Kyomen S.M.; Microleakage through dentin after crown cementation, J Endodon, 1995;21: 9-12.

172. Görduysus Ö., Akın M. ve Tulunoğlu İ.; Kök kanal golgusu yapılmış dişlerde post restorasyonu takiben meydana gelen koronal ve apikal sızıntı miktarlarının şeffaflaştırma yöntemiyle karşılaştırılması, HÜ Dişhek Fak Derg, 1997;21: 36-39.

173. Belli S., Tanrıverdi F.F. ve Karakaya Ş.; Üç farklı restorasyon uygulanmış kanal tedavili molar dişlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi, Dişhek Derg, 1998;28: 90-93.

174. Şengün A., Özer F., Ünlü N. ve Öztürk B.; Shear bond strengths of tooth fragments reattached or restored, J Oral Rehabil, 2001.

- 175.** Avery J.K.; Dentin In "Essentials of oral histology and embryology" Ed. by Steele PF 94-106, Mosby, Inc. USA. 2000.
- 176.** Bath-Balogh M. and Fehrenbach M.J.; Dentin and pulp In "Dental embryology, histology and anatomy" Ed. by Thomas P, 175-187, Saunders company, USA. 1997.
- 177.** Belli S., Zhang Y., Pereira N.R. and Pashley D.H.; Adhesive sealing of the pulp chamber, J Endodon, 2001;27: 521-526.
- 178.** Belli S., Zhang Y., Pereira P.N.R., Ozer F. and Pashley D.H.; Regional bond strengths of adhesive resins to pulp chamber dentin, J Endodon, 2001;27: 527-532.
- 179.** Piwowarczyk A., Bender R., Ottl P., Lauer H.C.; Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. 2007;23: 211-7.
- 180.** Boschian Pest; Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater, 2002; 596-602.
- 181.** Titley K., Caldwell R., Kulkarni G.; Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. Am J Dent 2003;16: 120-124.
- 182.** Quilo G., Austrheim E.K.; In vitro quality testing of dentin adhesives. Acta Odontol Scand. 1993;51: 263-69.
- 183.** Davidson C.L., Abdalla A., De Gee AJ.; An Investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. J Oral Rehabil 1993;20: 291-300.
- 184.** Gale M.S., Darwell B.W.; Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999;27: 89-99.
- 185.** Price R.B., Derand T., Andreou P., Murphy D.; The effect of two configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. Biomater 2003;24: 1013-21.

- 186.** El Araby A.M., Talic Y.F.; The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007;8: 17-24.
- 187.** Ferracane J.L., Berge H.X., Condon J.R.; In vitro aging of dental composites in water – effect of degree conversion, filler volume and filler matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42: 465-72.
- 188.** Pereira S.M.B., Castilho A.A., Salazar – Marocho S.M., Oliveira K.M.C., Vaquez V.Z.C., Bottino M.A.; Thermocycling effect on microhardness of laboratory composites resins. *Braz J Oral Sci* 2007;6: 1372-5.
- 189.** Chadwick R.G., McGabe J.F., Walls A.G.W., Storer R.; The effect of storage media upon the surface micro hardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater* 1990;6: 123-8.
- 190.** Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M.V.; Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33: 9-18.
- 191.** Sano H., Shono T., Takatsu T., Hosoda H.; Microporpus dentin zone beneath resin-impregnated layer, *Oper Dent*, 1999;19: 59-64.
- 192.** Rapp R., Matthews G., Simpson M and Pashley DH.; In vitro permeability of furcation dentin in permanent teeth. *J Endodon*, 1992;18: 444-447.
- 193.** Fukushima T., Inoue Y., Miyazaki K., Itoh T.; Effect of primers containing N-methyloacrylamide or N-methylomethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent* 2001;29: 227-234.
- 194.** Burrow M.F., Satoh M., Tagami J.; Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996;12: 302-307.
- 195.** Giannini M., Seixas CAM., Reis AF., Pimenta LAF.; Six-month storage time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Restor Dent* 2003;15: 43-49.

- 196.** Kato G., Nakabayashi N.; The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater* 1998;14: 347-352.
- 197.** Kitasako Y., Burrow MF., Nikaido T., Tagami J.; The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000;16: 1-6.
- 198.** Armstrong SR., Keller JC., Boyer DB.; The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater* 2001;17: 268-276.
- 199.** Armstrong SR., Vargas MA., Fang Q., Laffoon JW.; Microtensile bond strength of a total-etch 3 step, total-etch 2 step, self-etch 2 step and a self-etch 1 step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 2003;5: 47-56.
- 200.** Santerre JP., Shajii L., Leung BW.; Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric –resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12: 136-151.
- 201.** Armstrong SR., Keller JC., Boyer DB.; Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based and fracture-based mechanical testing. *Dent Mater* 2001;17:201-210.
- 202.** Finer Y., Santerre JP.; Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 2004;83: 22-26.
- 203.** Jung Sung, Kyung-San Min, Hoon-Sang Chang, Sung-Do Park, Soon-Nyu Kwon, Ji-Myung Bae; Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent* 2007; 98; 270-276.
- 204.** Duret B., R.M., Duret F.; New concept of coronoradiculer reconstruction: the Composipost *Chir Dent Fr*, 1990; 60: 131-141.

- 205.** Nina Beck, F.G., Manfred Wichmann, M. Karl; In vitro fracture resistance of copymilled zirconia ceramic posts, *J Prosthet Dent*, 2010;103: 40-44.
- 206.** Toksavul S, T.M., Uyulgan B, Schmage P and Nergiz I.; Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems *J Oral Rehabil*, 2005;32, 433-440.
- 207.** Belli S., Ö.K.D., Erhan Özcan, Aslan Terlemez, Erhan Özcan; The effect of immediate or delayed post space preparation on apical leakage. *SÜ Dişhek Fak Derg*, 2009;18, 2: 109-113.
- 208.** Ash MM; *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*, Elsevier Science, St. Louis, 2003; 259.
- 209.** Solano, F., G. Hartwell, and C. Appelstein; Comparison of apical leakage between immediate versus delayed post space preparation using AH Plus sealer. *J Endod*, 2005; 31, 10: 752-754.
- 210.** Zillich RM; Average maximum post lengths in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 1984;52: 489-491.
- 211.** Sorensen, J.A. and J.T. Martinoff; Clinically significant factors in dowel design, *J Prosthet Dent* 1984;52: 1, 28-35.
- 212.** Kvist T., Rydin E., Relt C.; The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts, *J Endod* 1989 Dec;15(12):578-580.
- 213.** Ziebert AJ., Dhuru VB.; The fracture toughness of various core materials, *J Prothodont* 1995;4: 33-37.
- 214.** Bansal S, T.S.; Ex vivo evaluation of dye penetration associated with various dentine bonding agents in conjunction with different irrigation solutions used within the pulp chamber. *International Endodontic Journal*, 2008; 41: 950-957.
- 215.** Piwowarczyk A., L.H., Sorensen JA.; Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater*, 2005;21: 445-453.

- 216.** Mannocci, F., M. Ferrari, and T.F. Watson; Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent*, 1999; 2: 153-158.
- 217.** R. Watzke, R. Frankenberger, M. Naumann; Probability of interface imperfections within SEM cross-sections of adhesively luted GFP, *Dent Mater*, 2009;25: 1256-1263.
- 218.** Lu YC., Tseng H., Shih YH., Lee SY.; Effects of surface treatments on bond strength of glass infiltrated ceramic, *J Oral Rehabil*, 2001;28: 805-813.
- 219.** Luthy H., Loeffel O., Hammerle CH., Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic, *Dent Mater*, 2005;22:195-200.
- 220.** Kern M., Thompson VP.; Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability, *J Prosthet Dent*, 1995;73: 240-249.
- 221.** Barclay CW., Boyle EL., Williams R., Marquis PM.; The effect of thermocycling on five adhesive luting cements, *J Oral Rehabil*, 2002;29: 546-552.
- 222.** El Zohairy AA., De Gee AJ., Mohsen MM., Feilzer AJ.; Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks, *Dent Mater*, 2003;19: 575-583.
- 223.** Andreatta Filho OD., Bottino MA., Nishioka RS., Valandro LF., Leite FPP.; Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement, *J Appl Oral Sci*, 2003;11: 61-67.
- 224.** Erkut S., Gulsahi K., Imirzalioglu P., Caglar A., Karbhari VM., Ozmen I.; Microleakage in overflared root canals restored with different fiber reinforced dowels, *Oper Dent*, 2008;33: 92-101.
- 225.** Fernandes AS., Dessai GS.; Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review, *Int J Prosthodont*, 2001;14: 355-363.

- 226.** Fan B., Wu MK., Wesselink PR.; Coronal leakage along apikal root fillings after immediate and delayed post space preparation, *Endod Dent Traumatol*, 1999;15: 124-126.
- 227.** Tay FR ve Pashley DH, (2007), Monoblocks in root canals a hypothetical or a tangible goal. *J Endod*, 33, 391-398.
- 228.** Kwiatkowski S., Geller W.; A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core, *Int J Prosthodon*, 1989,2: 51-55.
- 229.** Ikeda M., Sunada N., Tamura Y., Takimoto M., Murayama R., Ando S., Miyazaki M.; Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives, 2009, 4: 527-534.
- 230.** Rosenstiel S.F., Land M.F., Crispin B.J.; Dental luting agents: A review of the current literature, *J Prosthet Dent*, 1998,3: 280-301.
- 231.** White S.N., Sorensen J.A., Kang S.K., Caputo A.; Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents, *Prosthet Dent*, 1992,2: 156-161.
- 232.** Ernst C.P., Cohnen U., Stender E., Willershausen B.; In vitro retentive strength of zirkonium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, 2005,93: 551-558.
- 233.** Goracci C., Sadek F.T., Papacchini F., Tay F.R.; The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *Journal of Endodontics*, 2005,8: 608-612.
- 234.** Goracci C., Cantoro A., Papacchini F., Tay F.R., Ferrari M; Microtensile bond strength and interfacial properties of self etching and self adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces, *J Adhes Dent*, 2006,8: 327-335.
- 235.** Lorenzo Breschi, Alessandra Ruggeri, Milena Cadenaro, Roberto Di Lenarda; Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface, *Dent Mater*, 2008, 24: 90-101.
- 236.** Sano H., Takatsu T., Hosada H.; Microporous dentin zone beneath resin impregnated layer, *Oper Dent*, 1994,19: 59-64.

- 237.** Yoshida Y., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H.; Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 2004,83: 454-458.
- 238.** Kern M. Wegner S.; Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998,14: 64-71.
- 239.** Blatz M.B., Sadan A., Kern M.; Resin-ceramic bonding: a review of the literature, *J Prosthet Dent*, 2003,89: 268-274.
- 240.** Palacios R.P., Jhonson G.H., Philips K.M., Raigrodski A.J.; Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement, *J Prosthet Dent*, 2006,96: 104-114.
- 241.** Valandro L.F., Özcan M., Bottino M.A., Bottino M.C., Scotti R., Della Bona A.; Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning, *J Adhes Dent*, 2006,8: 175-181.
- 242.** Hogan L.C., Burrow M.F.; The microtensile strength of bonding resins, *Aust Dent J*, 2001,3: 194-197.
- 243.** Ernst C.P., Aksoy E., Stender E., Willershausen B.; Influence of different luting concepts on long term retentive strength of zirconia crowns, *Am J Dent*, 2009,22: 122-128.
- 244.** Tjan A., Chiu J.; Microleakage of core materials for complete cast gold crowns, *J Prosthet Dent*, 1989,61: 659-664.
- 245.** Modelli J., Ishikiriama J.; Marginal microleakage in cemented complete crowns, *J Prosthet Dent*, 1978,40: 632-636.
- 246.** Bachicha W.S., Difiore P.M., Miller D.A., Lautenschlager E.P., Pashley D.H.; Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts, *J Endodont*, 1998,24: 703-708.
- 247.** Helling I., Gorfil C., Slutzky H., Kopolovic K., Zalkind M., Goldberg S.; Endodontic failure caused by inadequate restorative procedure: review and treatment recommendations, *J Prosthet Dent*, 2002,87: 674-678.
- 248.** Baumann M.A., Nickel-titanium: options and challenges, *Dent Clin N Am*, 2004,48: 55-67.

- 249.** Clauder T., Baumann M.A.; ProTaper NT system, *Dent Clin N Am*, 2004,48: 87-111.
- 250.** Ruddle C.J.; The ProTaper technique, *Endod Topics*, 2005,10: 187-190.
- 251.** Ruddle C.J.; Shaping the future of endodontics: The ProTaper, 2006.
- 252.** Ruddle C.J.; The Protaper endodontics system, *Endod Pract*, 2002,5: 34-44.
- 253.** Peters O.A., Peters C.I., Schonberg K., Barbakov F.; ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analyzed by microCT, *Int Endod J*, 2003,36: 288-295.
- 254.** Zelada G., Varela P., Martin B., Bahillo J.G., Magan F., Ahn S.; The effect of rotational speed and curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments, *J Endod*, 2002,28: 540-542.
- 255.** Veltri M., Mollo A., Pini P., Ghelli L.F., Balleri P.; In vitro comparison of shaping ability of ProTaper and GT rotary files, *Am Assoc Endod*, 2004,30: 163-166.
- 256.** Camillo D'Arcangelo, Francesco De Angelis, Maurizio D'Amaro; The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber reinforced post system. *J Prosthet Dent*,2007,98: 193-198.
- 257.** Valandro L.F., Valera M.C., Araujo M.A.; The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiberglass-reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent*,2005,7: 331-336.
- 258.** Grandini S., Goracci M.F., Borracchini A., Ferrari M.; SEM evaluations of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*,2005, 7: 235-240.
- 259.** Gil F.J., Sanchez L.A., Espias A., Planell J.A.; In vitro corrosion behavior and metallic ion release of different prosthodontic alloys, *Int Den J*, 1999; 49: 361- 367.
- 260.** Deliperi S., Bardwell D.N., Wegley C.; Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent*, 2007 Mar-Apr;32(2):179-184.

- 261.** Zaki D., Abd El Halim S.; Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. *Oper Dent* 2011 Jan-Feb;36 (1): 36-42.
- 262.** Gerdolle D.A., Montier E., Droz D.; Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J Dent Child* 2008 May-Aug; 75(2), 125-133.

10. EKLER

10.1. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Raporu



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı



SAYI : B.30.2.ANK.0.21.63.00/824-02/9-8/58
KONU : Araştırma Hk.

11/05/2011

Sayın
Prof. Dr. Levent NALBANT

Fakültemiz Araştırma Etik Kurulunun 10.05.2011 tarihli toplantısında alınan 15/2 sayılı kararı aşağıya çıkarılmıştır.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim


Prof. Dr. Adnan ÖZTÜRK
Dekan

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ARAŞTIRMA ETİK KURULU KARARLARI

Karar tarihi : 10.05.2011
Toplantı sayısı ; 15
Karar sayısı : 2

2-Prof. Dr. Levent NALBANT Başkanlığında yürütülecek olan "Cam Fiber ve Zirkonyum Seramik Postların Üç Farklı Adeziv Siman Kullanılarak, Tek Köklü Dişlerde Simantasyonu Sonucu Oluşan Mikrosızıntının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi" konulu araştırmanın, etik açıdan uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.


Prof. Dr. Tamer YILMAZ
Başkan

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı
06500 Beşevler / Ankara / Türkiye
Telefon: (0312) 296 55 55 Faks: (0312) 212 39 54
E-Posta:dekanlik@dentistry.ankara.edu.tr Web: http://www.dentistry.ankara.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için:

10.2. Teşekkür

Hayatımın her aşamasında gösterdikleri özveri, maddi ve manevi destek için değerli aileme,

Doktora öğrenimim süresince güler yüzünü ve toleransını esirgemeyen, beni her konuda destekleyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Levent NALBANT'a,

Bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a,

Tezimin her aşamasında bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Prof. Dr. Dilek NALBANT'a çok teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Ramiz Can

Soyadı: ERBAŞAR

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara, 02.10.1982

Eğitimi: 2008-2011 Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik
Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimi

2001-2006 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1997-2001 Ankara İncirli Lisesi

1989-1997 Ankara Faik Erbağı İlköğretim Okulu

Yabancı Dili: İngilizce