

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SÜT VE DAİMİ DİŞLERDE KULLANILAN DENTİN
ADEZİVLERİN ÜNİVERSAL ÖZELLİKLERİNİN MİKROSİZİNTİ
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İrem DEMİR

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2013**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SÜT VE DAİMİ DİŞLERDE KULLANILAN DENTİN
ADEZİVLERİN UNİVERSAL ÖZELLİKLERİNİN MİKROSİZINTI
AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. İrem Demir

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Atilla ATAÇ**

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2013**

Anabilim Dalı : Pedodonti
 Program : Pedodonti Doktora Programı
 Tez Başlığı : Süt ve daimi dişlerde kullanılan dentin adezivlerin
 universal özelliklerinin mikrosızıntı açısından
 değerlendirilmesi
 Öğrenci Adı-Soyadı : İrem DEMİR
 Savunma Sınavı Tarihi : 30.09.2013

Bu çalışma jürimiz tarafından Pedodonti Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. M. Seval ÖLMEZ
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Tez danışmanı: Prof. Dr. Atilla S. ATAÇ
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: Prof. Dr. Atilla S. ATAÇ
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: Prof. Dr. Melek Dilek TURGUT
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: Prof. Dr. Rüya YAZICI
 (Hacettepe Üniversitesi)
 Üye: Prof. Dr. Şaziye SARI
 (Ankara Üniversitesi)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ersin Fadıllıoğlu

Müdür *y.*

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime kabul edildiğim günden bugüne eğitimimde ve tez çalışmamın her aşamasında gösterdiği destek ve yardım için değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Atilla S. Ataç'a,

Doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olarak ufkumu açan, büyük bir özveri ve içtenlikle yol gösteren, ömrüm boyunca minnet ve şükranla anacağım çok değerli hocam, Prof. Dr. Zafer C. Çehreli'ye;

Pedodonti eğitimim boyunca emek ve bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen ve manevi desteğini hep hissettiren değerli hocalarım Prof. Dr. Meryem Tekçiçek ve Prof. Dr. Melek D. Turgut'a;

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini ve deneyimlerini paylaşmaktan çekinmeyen pedodonti eğitimime katkıda bulunan çok değerli hocalarım Prof.Dr. M. Seval Ölmez, Prof.Dr. A. Nil Altay, Doç. Dr. Cem Güngör'e;

Tezimin izleme sürecinde beni hep güler yüzle karşılayan sevgili hocam Prof. Dr. Rüya Yazıcı'ya;

Doktora eğitimim süresince her türlü sevinç ve üzüntüyü paylaştığım sevgili pedocanlarım, Dr. Dt. Esin Şıracı Püşman, Dr. Dt. Ebru Canoğlu, Dr. Dt. Berna Çelik, Dr. Dt. Tülin İleri Keçeci, Dr. Dt. Seçil Bektaş Dönmez, Dr. Dt. Ayten Akın Sönmez, Dt. Bahar Tezel Alımcı, Dr. Dt. Burak Aksoy, Dt. Sezgi Sara Eryürük, Dt. Gizem Erbaş, Dt. Beste Özgür, Dt. Pınar Eymirli'ye;

Pedodonti ailesinin yeni üyeleri, Dt. Cansu Özşin, Dt. Gülsüm Atasever, Dt. Elif Ataol, Dt. Elif Yıldırım, Dt. Cansu Uzun, Dt. İrem Mergen, Dt. Sara Köprülü, Dt.Özge Güneş'e;

Başta sabır, destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen sevgili ablam Aysun Usta olmak üzere; pedodonti ailesinin değerli üyeleri Mehtap Bilgin, Sultan Cangır, Özlem Kale, Güzide Semerci, Gülseren Erdoğan, Feiza Çeper, Aysel Delikaya, Ayten Mengüloğlu, Aslı Turalı, Necat Kaya'ya;

Sonsuz emekleri ve sevgileri ile beni bugünlere getiren, her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen, hayatımı onları onurlandırmak için adadığım, öncelikle canımdan çok sevdiğim biricik annem Şehriman Güzeler, varlığından hep güç aldığım canım babam Hasan Güzeler, hayattaki en büyük yardımcılarımla kardeşlerim Elanur Güzeler Çuhadar ve Sırmanur Güzeler olmak üzere tüm aileme ve dostlarıma;

Bana her konuda sınırsız destek, moral ve anlayış gösteren, sevgisinden güç aldığım eşim Tayfun Cenk Demir'e ve Demir ailesinin çok sevgili, fedakar annesi Fehime Demir'e;

Varlığı ile hayatıma çok yeni anlamlar, tatlar ve güzellikler katan canım kızım Elif Didem Demir'e;

Sonsuz teşekkürlerimle...

ÖZET

DEMİR, İ. Süt ve daimi dişlerde kullanılan dentin adezivlerin universal özelliklerinin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Programı Doktora Tezi, Ankara, 2013. Bu çalışmanın amacı; *in vitro* şartlarda süt ve daimi dişlerde açılan sınıf V kaviteilerin farklı adeziv sistemler kullanılarak kompomer ile restore edilmesini takiben meydana gelen mikrosızıntı miktarının incelenmesidir. Bu amaçla, çalışmada değişme zamanı gelen 80 adet persiste çürüksüz süt molar diş ve 80 adet ortodontik veya periodontal sebeple travmatize edilmeden çekilmiş 3. büyük azı diş kullanılmıştır. Dişler süt ve daimi olmak üzere 2 ana gruba ayrılmış, daha sonra süt ve daimi diş grubundaki dişler kendi içlerinde randomize olarak her grupta 10 diş olacak şekilde 8 gruba ayrılmıştır. Gruplarda kullanılan materyaller; Grup 1: Prime&Bond NT, Grup 2: XP Bond, Grup 3: Xeno V Bond, Grup 4: Clearfil Protect Bond, Grup 5: Clearfil S³ Bond, Grup:6 G Bond, Grup 7: Asit+Prime&Bond NT ve Grup 8: Asit+XP Bond'dur. Tüm dişlere sınıf V kaviteilerin açılmasını takiben ilgili dentin adezivler üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Dişlerin kompomer (Dyract eXtra) ile restorasyonları yapılmıştır. 37 °C'de 7 gün suda bekletildikten ve termal siklus uygulamasından sonra restorasyonlarda meydana gelen okluzal ve gingival mikrosızıntı boya penetrasyonu ile değerlendirilmiştir. Rezin-dentin ara yüzeyinin değerlendirilmesi amacıyla her grupta 3 yeni örnek hazırlanarak taramalı elektron mikroskopu ile incelenmiştir. Tüm gruplar değerlendirildiğinde, hiç bir grupta dişlerin gingival kenarlarında meydana gelen sızıntı değerleri ile okluzal kenarlarında meydana gelen sızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Süt dişleri materyaller açısından değerlendirildiğinde asit uygulanmasından bağımsız olarak en düşük mikrosızıntı değerleri total-etch dentin adezivlerin kullanıldığı 1,2,7 ve 8. gruplarda (Prime&Bond NT, Asit+Prime&Bond NT, XP Bond, Asit+XP Bond) gözlenmiştir. Daimi dişler materyaller açısından değerlendirildiğinde en düşük mikrosızıntı değerleri asit uygulaması sonrası uygulanan her iki dentin adeziv (Asit+Prime&Bond NT, Asit+XP Bond) ve iki aşamalı self-etch sistem (Clearfil Protect Bond) uygulanan gruplarda gözlenmiştir. Clearfil S³ Bond, Prime&Bond NT, G Bond, XENO V Bond, Asit+XP Bond, XP Bond gruplarında gingival ve okluzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, Clearfil Protect Bond ve Asit+ NT gruplarında daimi dişlerin gingival skoru süt dişlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Sonuç olarak bu çalışmanın metodolojik sınırlamaları dahilinde, değerlendirilen adeziv sistemlerin hiçbirisi kompomer ile restore edilen sınıf V kaviteilerin gingival ve okluzal duvarlarında mikrosızıntıyı tamamen engelleyememiştir.

Anahtar Kelimeler: Süt dişleri, daimi dişler, dentin geçirgenliği, *in vitro* çalışma, mikrosızıntı, dentin adezivler, kompomer

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B. (011D01201007)

ABSTRACT

DEMİR, İ. The evaluation of universal properties of dental adhesive systems in terms of microleakage in primary and permanent teeth. Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Pediatric Dentistry, Ankara, 2013. The aim of this *in vitro* study was to evaluate the effects of different types of adhesive systems on the microleakage of compomer restorations in Class V cavities. For that purpose; eighty persistent, non-carious primary molar teeth and eighty permanent molar teeth that were extracted for periodontal and ortodontics reasons were used in the study. Teeth divided randomly into two main groups as primary and permanent teeth groups. Then, both groups were divided into eight subgroups in order to form sixteen groups totaly. Standard Class V cavities were prepared at the cervical margin on the buccal surfaces of each tooth. The cavities were randomly assigned into eight groups of 10 teeth each, according to the type of adhesive system applied to the cavities: Group 1: Prime&Bond NT; Group 2: XP Bond; Group 3: Xeno V Bond; Group 4: Clearfil Protect Bond; Group 5: Clearfil S³ Bond; Group 6: G Bond; Group7: Acid etching + Prime&Bond NT; Group 8: Acid etching + XP Bond. All cavities were restored with a compomer, Dyract eXtra, according to manufacturer's instructions. The compomer was applied in three increments, each being light-cured for 40 s. All restored teeth were placed in deionized water at 37°C for seven days and thermocycled (1000 times at 5°C to 55°C). After thermocycling, marginal leakage was evaluated using a conventional dye penetration method. New three samples were prepared and examined with a scanning electron microscope in order to evaluate dentin-adhesive interface. There were no significant differences among the gingival and occlusal margins of teeth in any of the groups, once all groups were assessed. In primary teeth lowest levels of microleakage were observed in groups 1,2,7 and 8 in which total-etch bonding agents (Prime&Bond NT, Acid+Prime&Bond NT, XP Bond, Acid+XP Bond) were used, regardless of acid etching. In permanent teeth lowest levels of microleakage were observed in groups in which both total-etch systems (Acid Prime&Bond NT, Acid+XP Bond) were applied after acid etching and in two-step self-etch system (Clearfil Protect Bond) grouur. While there was no statistically significant difference in terms of gingival and occlusal scores between primary and permanent teeth in Clearfil S³ Bond, Prime&Bond NT, G Bond, XENO V Bond, Acid+XP Bond, XP Bond groups, the scores of permanent teeth was statistically significant lower than the scores of primary teeth in Clearfil Protect Bond and Acid+Prime&Bond NT groups. On the basis of these results, and within the limitations of this *in vitro* study, it may be concluded that, none of the adhesive systems tested were able to totally prevent the occurrence of microleakage on the occlusal and gingival margin of the class V compomer restorations.

Key Words: Primary teeth, permanent teeth, dentin permeability, *in vitro* study, microleakage, dentin adhesive systems, compomer.

Supported by H.Ü.B.A.B. (011D01201007)

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER.....	xi
TABLolar	xii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Süt Dişleri	3
2.2. Süt Dişlerinin Restorasyonu	3
2.2.1. Süt ve Daimi Dişlerin Morfolojik ve Histolojik Farklılıkları	3
2.3. Mine ve Dentinin Yapısı ve Farklılıkları.....	5
2.3.1. Minenin Yapısı	5
2.3.2. Dentinin Yapısı.....	6
2.4. Mine-Sement Birleşiminin Yapısal Özellikleri.....	10
2.5. Diş Aşınmaları.....	11
2.5.1. Atrizyon	11
2.5.2. Erozyon.....	12
2.5.3. Abrazyon.....	13
2.5.4. Demastikasyon	14
2.5.5. Abfraksiyon	14
2.6. Sınıf V Kavitelerin Restorasyonunda Daimi Dişlerde ve Süt Dişlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller	15
2.6.1 Amalgam.....	15
2.6.2. Rezin Bazlı Kompozitler	16
2.6.3. Cam İyonomer Simanlar	19
2.6.4. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanlar	20

	<u>Sayfa No</u>
2.6.5. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)	21
2.7. Dental Adeziv Sistemler.....	25
2.7.1. Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	26
2.8. Mikrosızıntı.....	37
2.8.1. Kenar Sızıntısı Belirleme Yöntemleri	44
3. GEREÇ ve YÖNTEM	57
3.1. Örneklerin Hazırlanması	57
3.2. Mikrosızıntı Testi ve Görüntü Analizi	60
3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Değerlendirmesi.....	63
3.4. İstatistiksel Analiz.....	66
4. BULGULAR.....	67
4.1. Mikrosızıntı Testi Sonuçları.....	67
4.2. Taramalı Elektron Mikroskopi Bulguları	72
5. TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇ	87
KAYNAKLAR	88
EKLER	
Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Raporu	

SİMGELER VE KISALTMALAR

$\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$	Kalsiyum hidroksiapatit kristalleri
KHN	Knoop sertlik değeri
Gpa	Gigapaskal
Å	Angstron
mm Hg	Milimetre civa
cm H ₂ O	Santimetre su
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
pH	Potansiyel hidrojen
Bis-GMA	Bisfenolglisidil metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
DHEPT	Dihidroksietil-p-toluidin
DMAEM	Dimetilamino etilmetakrilat
CİS	Cam iyonomer siman
RM CİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
PMRK	Poliasitle modifiye rezin kompozit
HEMA	2-hidroksietil metakrilat
sn	Saniye
GCS	Geleneksel cam iyonomer siman
MPa	Megapaskal
$\text{H}_3[\text{PO}]_4$	Fosforik asit
EDTA	Etilen diamin tetra asetik asit
MMP	Matriks metallo proteinaz enzimleri
diğ.	Diğerleri
4-MET	4-metakriloksietil trimellitik asit
Fenil-P	2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat
10-MDP	10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat
nm	Nanometre

USPHS	Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi (<i>United States Public Health Service</i>)
FDI	Dünya Diş Hekimleri Birliği (<i>Federation Dentaire Internationale</i>)
Mn	Manganez
Ca(OH) ₂	Kalsiyum hidroksit
ml	Mililitre
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (<i>Scanning Electron Microscope</i>)
Micro-XCT	Mikrotomografi
C	Santigrat derece
cm	Santimetre
IBM	Uluslararası iş makineleri (<i>International Business Machines</i>)
NaOCl	Sodyum hipoklorit
kV	Kilovolt
SPSS	Sosyal bilimler için istatistik paketi (<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>)
<i>m</i>	Median
Tert-butanol	2-metil-2-propanol
mW/cm ²	Miliwatt/Santimetrekare

ŞEKİLLER

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Çalışma gruplarında kullanılan materyaller.	62
Şekil 3.2. Mikrosızıntı deneyinde kullanılan ışık mikroskobu	62
Şekil 3.3. Mikrosızıntı deneyinde kullanılan skorlama sistemi	63
Şekil 3.4. Altın-palladyum kaplama cihazı	64
Şekil 3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu	64
Şekil 4.1. Mikrosızıntının izlendiği örnek kesit görüntüleri	68
Şekil 4.2. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Gingival Skorlar	69
Şekil 4.3. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Okluzal Skorlar	70
Şekil 4.4. Süt dişlerine ait farklı adeziv gruplarından alınmış SEM fotoğrafları	67
Şekil 4.5. Daimi dişlere ait farklı adeziv gruplarından alınmış SEM fotoğrafları	73

TABLOLAR

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan adeziv sistemlerin ve restoratif materyallerin kimyasal içerikleri.	65
Tablo 4.1. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Gingival ve Okluzal Skorlar	69
Tablo 4.2. Materyaller İçerisinde Daimi ve Süt Dişlerine Göre Gingival ve Okluzal Skorlar	71

1.GİRİŞ

Diş çürüğü, oluşumunda birçok etkenin rol oynadığı, dişlerin sert dokularının fiziksel ve kimyasal yıkımına neden olan kronik ve bulaşıcı bir hastalıktır (1-3). Tüm dünyada diş çürüklerinin önlenmesine yönelik koruyucu dişhekimliği uygulamalarının giderek yaygınlaşması karşısında, pek çok süt dişi ve daimi diş çürük nedeniyle erken dönemde kaybedilmektedir (4).

Restoratif diş hekimliğinin en önemli hedeflerinden biri; doğal diş dokuları ile estetik, fiziksel, mekanik ve biyolojik olarak uyumlu bir dolgu materyalinin geliştirilmesidir. Gelişmiş toplumlarda koruyucu diş hekimliğindeki gelişmeler, diş çürüklerinin oluşumundaki azalma, daha konservatif kavite açmaya eğilim, hastaların estetiğe daha fazla önem vermesi ve adezyon teknolojisindeki ilerlemeler, son yıllarda anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de diş renginde restorasyon uygulamalarına ilgiyi artırmıştır. Estetik restorasyonların, çevresinde zamanla ortaya çıkan çürükler klinikte sıklıkla gözlenmekte ve önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu olayın başlıca nedenlerinden biri de kenar sızıntısıdır. Kavite preparasyonlarının şekli ve duvarlarının bitirilişi, restorasyonların uygulama teknikleri, kullanılan dentin adezivler, kaide ve restorasyon materyalleri, kenar sızıntısını önemli ölçüde etkilemektedir (5-8).

Estetik restoratif materyallerin birbirlerine göre bazı avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Cam iyonomer simanlar, diş dokularına kimyasal olarak bağlanırlar. İçeriklerinde bulunan flor salabilme özelliklerinden dolayı çevre diş dokularında çürük önleyici etkileri mevcuttur. Ancak, fiziksel özelliklerinin yetersiz oluşuna bağlı olarak klinik başarı oranları düşüktür. Resin bazlı kompozitler, cam iyonomer simanlara göre daha üstün fiziksel özelliklere sahip olmalarına rağmen flor salabilme özellikleri yoktur ve diş dokusuna bağlanmayı sağlamak için dentin adeziv uygulamasını gerektirirler. Her iki materyalin üstün özelliklerini bir araya getirmek amacıyla resinle modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasitle modifiye resin kompozitler geliştirilmiştir. Her iki materyalin fiziksel özellikleri cam iyonomer simanlardan daha üstündür (9-11).

Klinikte kullanılan rezin içerikli restoratif materyallerin bağlanmasını birçok faktör etkileyebilmektedir. Özellikle küçük ve uyumsuz çocuk hastalarda restoratif tedaviler sırasında rubber-dam kullanımının zorluğundan dolayı tükürük ve kan kontaminasyonunu önlemek genellikle mümkün olamamaktadır. Diş eti oluşu sıvısı, kan, kullanılan el aletlerinin yağı ve tükürük gibi nemli ortamların da bağlantı kalitesini değiştirebildiği bildirilmiştir (12-14).

Restoratif materyalleri anlamak için bu materyallerin bağlantı yaptığı diş dokularının yapısal özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir.

Pratikte, restorasyonlar yapılırken farklı firmalara ait adeziv sistemlerin ve kompozit rezinlerin birlikte kullanılması oldukça yaygın olmakla birlikte bu konudaki araştırmalar çok yetersizdir. Bununla birlikte, adeziv sistemlerin mine ve dentine olan bağlanma dayanımlarına ait pek çok veri bulunmasına karşın, mine-sement birleşim alanına bağlanmaları ile ilgili çalışmaların yetersizliği dikkat çekicidir.

Bu *in vitro* çalışmada süt ve daimi dişlerde açılan sınıf V kavitelelerin altı farklı adeziv sistem kullanılarak kompomer (dyract eXtra, Dentsply/DeTrey, Konstanz, Almanya) ile restore edilmesinin mikrosızıntı üzerine olan etkisinin boya penetrasyon yöntemi kullanılarak karşılaştırılması ve diş ara yüzeyinin incelenmesi (SEM analizi ile) amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Süt Dişleri

Süt dişlerinin ağızda bulunduğu dönem çocuklukta büyüme ve gelişmenin en aktif olduğu döneme rastlamaktadır. Kesme ve öğütme fonksiyonları ile sindirim sisteminin ilk basamağını oluşturan dişler, beslenmeyi ve dolayısıyla büyüme ve gelişmeyi etkilemektedirler. Süt dişleri alttan gelen daimi dişlerin dental arktaki yerlerini korurlar. Diğer bir deyişle, doğal yer tutucu görevleri vardır. Süt dişlerinin ağızda bulunduğu dönem, çocuklarda fonasyonun yani konuşmanın da geliştiği bir süreçtir. Doğru fonasyon için de süt dişleri gereklidir. Süt dişleri estetik açıdan da önem taşımaktadır. Çok çürük veya tamamen kaybedilmiş dişler nedeniyle çocuklar konuşmak ve gülmekten kaçınabilirler. Bu durum psikolojik problemleri de beraberinde getirebilmektedir. Bu kadar önemli fonksiyonları olan süt dişlerinin düşme zamanına kadar ağızda tutulabilmesi için çürük süt dişlerinin restorasyonu büyük önem taşımaktadır (15-17).

2.2. Süt Dişlerinin Restorasyonu

Süt dişlerinin restorasyonu genel ilkeleri ile daimi dişlere benzese de, süt dişlerinin bazı morfolojik ve histolojik farklılıkları restorasyon uygulamalarında değişiklik yapmayı gerektirebilmektedir.

2.2.1. Süt ve Daimi Dişlerin Morfolojik ve Histolojik Farklılıkları

Süt ve daimi dişler arasında restorasyon yapımını etkileyebilecek morfolojik ve histolojik farklılıklar şunlardır:

1. Süt dişlerinin rengi daimi dişlere göre daha açık, süt beyazı görünümündedir (16, 17).

2. Süt dişi minesini mine-sement sınırında ani bir şekilde sonlandığı için süt dişleri servikalde boğumlanmış gibi görünmektedir. Servikaldeki daralma ve çıkıntılı servikal üçlü konturları süt dişlerinde matriks takmayı zorlaştırır (16).

3. Süt azıların okluzal tablaları bukkolingual yönde daimi dişlere göre daha fazla daralmaktadır (18, 19). Daralmanın sebebi, bukkal ve lingual duvarların, servikal üçlüdeki çıkıntılı konturdan sonra birbirine yaklaşmasıdır ve daralma oranı süt 1. azılarda, 2. azılara göre daha fazladır (17). Bu durum, okluzal yüzü kaplayan sınıf I ve II kavite preparasyonlarının bukkal ve lingual genişliğini kısıtlayıcı bir faktördür.

4. Süt dişlerinin kontaktları nokta şeklinde değil, yüzey şeklindedir ve daimi dişlere göre diş etine daha yakındır (17). Bu özellik, süt dişlerine yapılan restorasyonlara form verirken dikkat etmeyi gerektirir.

5. Süt dişlerinde tüm diş boyutlarına oranla pulpa odasının genişliği daimi dişlere göre daha fazladır. Süt dişlerinin pulpa boynuzları daimi dişlere göre dişin dış yüzeyine daha yakındır. Süt dişlerinde mezialdeki pulpa boynuzu dişin dış yüzeyine en yakın olan pulpa boynuzudur ve kavite preparasyonu sırasında pulpanın ekspoz edilmemesi açısından bilinmelidir (17-19).

6. Süt dişlerinde 1. azıdan 2. azı dişe doğru pulpa odasının yüksekliği azalırken, daimi dişlerde artar (18, 19). Süt dişlerinde alt azıların pulpa odası hacmi, üst azılardan daha geniştir. Süt dişlerinin pulpa odalarının genişliği posteriodaki dişe doğru azalırken daimi dişlerde posteriodaki dişe doğru artar (20).

7. Süt dişlerinin mine ve dentin kalınlığı, daimi diş mine ve dentin kalınlıklarının yaklaşık olarak yarısına eşittir (18, 19).

8. Daimi dişlerde mine prizmaları horizontal veya apikal yöne doğru uzanırken, süt dişi mine prizmaları okluzale doğru konumlanır. Süt dişlerinde mine prizmaları, daimi diş minesine oranla, yüzeyde daha geniş açı yaparak sonlanır (21).

9. Süt dişlerinin yüzeyi prizmatik yapılanma içermeyen aprizmatik mine tabakasıyla örtülüyken, daimi dişlerde bu tabaka sadece servikal üçlü bölgesinde bulunur. Süt dişi minesinde aprizmatik tabaka daimi dişe göre daha kalındır (22, 23).

10. Süt dişlerinde dentin tübül yoğunluğu daha azdır (24).
11. Süt dişlerinde peritübüler dentin kalınlığı daimi dişe göre 2 - 5 kat daha fazladır (25).

2.3. Mine ve Dentinin Yapısı ve Farklılıkları

Adeziv restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanmasındaki temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikro boşluklara rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile geręekleřen mikromekanik kenetlenmedir (26). Mine ve dentin dokularının yapıları ve içerikleri birbirlerinden oldukęa farklı olduğu için, bu iki dokuya da adezyon oldukęa farklı mekanizmalarla geręekleřmektedir. Minenin inorganik iğeriği oldukęa fazla olup, inorganik yapının büyük bir yüzdesini hidroksiapatit kristalleri oluşturmaktadır. Mine, derinlik ve lokalizasyondan bağımsız olarak hemen hemen homojen bir yapıya sahiptir. Dentin ise organik iğeriği daha fazla olan ve organik yapısı esas olarak kollajenden meydana gelen kalsifiye bir dokudur. Odontoblast uzantıları ve dentinal sıvıyı içeren dentin tübüllerinden oluşan dentin mine dokusunun aksine canlı ve oldukęa dinamik bir dokudur ve daha heterojen bir yapıya sahiptir.

2.3.1. Minenin Yapısı

Diş gelişimi sırasında ameloblast hücreleri mineral formasyonuna rehberlik eden bir organik matriks salgılamakta ve salgılanan bu matriksin % 90'ını amelogenin proteinleri oluşturmaktadır (27, 28). Proteaz da ameloblastlar tarafından salgılanmaktadır. Proteaz, amelogenin ve mine kristalleri gibi diğer mine proteinlerinin oluşumunda rol almaktadır (29, 30). Diş ağız ortamına sürdüğü zaman mineyi ęevreleyen son ameloblast hücreleri de kaybolur ve mine protein iğeriği % 3' ten daha az olur. (31, 32). Bu sreğ kemik oluşum sürecinden farklıdır ęnk mine oluştuktan sonra tamir ya da yenilenme göstermemektedir.

Mine, ağırlıkça yaklaşık %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içeren yüksek oranda kristalize bir yapıdır (33). Hacim bakımından ise inorganik materyal %86'sını, su %12'sini ve organik materyal %2'sini oluşturur (34). İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise kollajenden oluşmuştur (7). Minenin histolojik yapı elemanları, birbirlerinden 1 µm aralıklarla sıralanan 4-6 µm çapında mine prizmalarıdır (35). Bu prizmalar mine-dentin sınırından yüzeye doğru uzanırlar. Prizmalar arası, interprizmatik substans adını alan materyal ile doludur. Minenin yapısı derinliğe ve lokalizasyona bakılmaksızın, daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç hemen hemen homojendir (34). İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi daha yüksektir (7, 36).

2.3.2. Dentinin Yapısı

Dentin ektomezenşim kökenlidir ve kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşur (7). Minenin tersine dış etkenlere karşı savunma mekanizması geliştiren canlı ve dinamik bir dokudur. Dentin, hacim olarak % 45-50'si inorganik, % 30'u organik yapı ve % 20-25'i ise sudan oluşan biyolojik bir dokudur (37). Ağırlık olarak % 70'i inorganik, %20'si organik maddeden oluşan dentinin % 10'unu ise su oluşturmaktadır (38, 39).

Diğer mineralize dokularda da olduğu gibi, dentinin inorganik yapısını genel olarak kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ($Ca_{10}[PO_4]_6[OH]_2$) meydana getirir. Mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olan dentin dokusu, bu nedenlerle mineye göre daha yumuşaktır (40). Mine dokusunun mikrosertliği 343 Knoop Sertlik Değeri (KHN) ve elastisite modülü 84 Gigapaskal (Gpa) iken, dentinin mikrosertliği 68 KHN ve elastisite modülü 13-17 GPa'dır (41, 42). Dentin içerisindeki hidroksiapatit kristallerinin boyları 200-1000 Angstron (A^0), genişlikleri ise 30 A^0 civarındadır (40). Sement ve kemikteki hidroksiapatit kristallerinin boyutları ile benzerlik göstermesine rağmen inorganik yapı oranının farklılığından dolayı dentin, bu dokulardan daha serttir (38, 40).

Dentinin organik yapısının %93'ünü kollajen oluşturmaktadır. Kollajen yapının büyük kısmı Tip I kollajen olmakla birlikte az miktarda Tip V kollajen

de mevcuttur (38, 43). Organik yapının kollajen olmayan bileşenleri ise fosfoproteinler (39, 44), glikozaminoglikan (45), proteoglikanlar (45, 46), proteinler (46), asidik glikoproteinler (39, 44), büyüme faktörleri (46) ve yağlardır (39, 44, 46).

Farklı yüzey derinliklerindeki organik ve inorganik yapıların oranları, dentinin yapısına göre değişkenlik gösterir. Derin dentin dokularında tübül sayısı ve yoğunluğu arttığından, yüzeyel dentine göre daha fazla su içerirken, mineralize doku oranları düşüktür. Aynı şekilde derin dentinde tübül çapının artması, intertübüler dentin kalınlığının azalmasına ve kollajen miktarının yüzeyel dentine oranla daha az görülmesine neden olur (47).

Dentin, pulpa dokusunun en dış tabakasında tek sıra halinde dizilmiş bulunan odontoblast hücrelerinin sentezlediği kollajen ağ üzerine hidroksiapatit kristallerinin yığılması sonucunda oluşur (37). Odontoblast hücre çekirdekleri dokuların mineralizasyonu ile kademeli olarak pulpa dokusuna doğru yer değiştirir ve her gün ortalama 4µm hız ile primer dentin yapımı gerçekleşir (38, 39, 48, 49). Böylece dentin, her yönde birbirleri ile bağlantılı durumdaki mikroskobik dentin tübüllerden oluşur (37-39).

Dentin tübülleri içerisinde bulunan dentinal sıvı, pulpa dokusu içerisindeki kapiller damarlardan kaynaklanan plazma sıvısıdır. Bu sıvı kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla satüre bir formdadır (50). Dentinal sıvı, dentin tübülleri boyunca dişin dış yüzeyine doğru ortalama 14 cm H₂O (10,3 mm Hg) basınçla hareket eder (50).

Dentin tübülleri, süt dişlerinde dentin hacminin %20-30'unu oluşturur (40, 44). Süt dişi yüzeyel dentin tabakasında tübül yoğunluğu 17.335±1.370 tübül/mm² ve tübül çapı 0.96±0.03 µm iken, derin dentinde tübül yoğunluğu 26.391±6.605 tübül/mm² ve tübül çapı ise 1.29±0.10 µm'dir (24). Dentin tübül açıklıklarının kapladığı alan ise mine-dentin sınırında %1 iken, pulpaya yakın bölgelerde %22'dir (51). En yüksek tübül çap ve yoğunluğu ise pulpa boynuzları üzerindeki dentinde bulunmaktadır (50).

Genel olarak dentin, "intertübüler dentin" ve "peritübüler dentin" olmak üzere iki farklı yapısal kısımda incelenebilir (37).

Organik yapıyı oluşturan kollajen ağ üzerine çökelmiş olan hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu dentin, “intertübüler dentin” olarak adlandırılır (52). Tübüller arasında bulunan, daha az mineralize ve kollajenden zengin olan intertübüler dentin tüm dentin dokusunun esas kütleini oluşturur (53). İntertübüler dentin mine-dentin sınırında %96’lık bir alanı kaplarken, pulpaya yakın bölgelerde bu oran %12’dir (51).

Dentin tübüllerin içerisinde ise kollajenden fakir, hipermineralize, peritübüler bir halka bulunur (54). Tübüller arasında, kollajen ağın bulunmadığı bu kısma ise “peritübüler dentin” adı verilmektedir (37). Peritübüler dentin yeni sürmüş genç dişlerde görülmeyen, dişlerin dış etkenlere maruz kalması sonucunda oluşan hipermineralize bir dokudur (48). Peritübüler dentin intertübüler dentinden yaklaşık 5 kat daha sert olup, tübül çapını yüzeyel dentinde 0.6-0.8 μm ’ ye kadar daraltabilir. Peritübüler dentin yapımı çok yavaş bir süreç olmakla beraber süt dişlerinde daimi dişlere göre çok daha hızlıdır (52).

Süt dişi dentin dokusu biyolojik ve mekanik özellikleri ile daimi diş dentin dokusuna benzerlik göstermesine rağmen, peritübüler ve intertübüler dentindeki kalsiyum ile fosfor içerikleri daha düşük olup daha az mineralizedir (55). Buna bağlı olarak da süt dişi dentininin mikrosertlik değerleri, daimi diş dentinine göre belirgin olarak daha düşüktür. Aynı zamanda pulpa dokusuna yaklaşıldıkça yüzeyel dentine oranla mikrosertlik ve elastisite modülü değerleri de düşmektedir (56).

Daimi ve süt dişi dentininin tübül yoğunluğu ve çapları karşılaştırıldığında, süt dişi dentin tübül yoğunluğunun ve çaplarının daimi dişlere oranla daha az olduğu görülür (57). Süt azı dişlerinde tübül yoğunluğu, ortalama olarak 1. süt azı için 17.997 tübül/ mm^2 ve 2. süt azı için 25.211 tübül/ mm^2 ’dir (58). Tübül çapları ise ortalama olarak 1. süt azı için 0,794 μm ve 2. süt azı için ise 1,0 μm ’dir (58). Bu nedenle süt dişlerinin dentin geçirgenliği daimi dişlere oranla daha düşüktür. Süt dişlerinin dentin tübül çaplarının daha küçük olması, peritübüler dentin kalınlığının daimi dişlere oranla 2-5 kat daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır (57).

2.3.2.1. Dentinin Tabakaları

Diş gelişimi yönünden incelendiğinde üç tip dentin oluşumu görülür. Bunlar primer dentin, fizyolojik sekonder dentin ve tersiyer dentindir. Primer dentin, diş erüpsiyonundan önce ektomezenşimal hücrelerden köken alan odontoblastlar tarafından oluşturulur. Büyük oranda sürme döneminden önce oluşan, ancak diş sürmesinden sonra da kök gelişiminin tamamlanmasına kadar yaklaşık 3 yıl boyunca da yapımı devam eden orijinal tübüler dentindir (40, 52). Primer dentin ortalama olarak günde 4 µm kalınlığında salgılanır (39, 48, 49).

Primer dentin yapımının tamamlanmasından sonra, belirgin bir uyaran olmadan; yine primer dentinin yapımından sorumlu odontoblastlar tarafından sentezlenen dentin tabakasına fizyolojik sekonder dentin adı verilir (40, 52, 59, 60).

Fizyolojik sekonder dentin, pulpa-dentin sınırı boyunca günde yaklaşık olarak 0.5 µm kalınlığında salgılanır (61). Fizyolojik sekonder dentin yapımında kişiler arasında farklılık görülmesine rağmen bu iki tip dentinin tübülleri devamlılık gösterir (40).

Hafif bir irritasyon karşısında intertübüler mineral depozisyonu ya da peritübüler dentinin genişlemesi ile oluşan dentine sklerotik dentin adı verilmektedir (59, 60). Sklerotik dentin, tübüllerin kısmen ya da tamamen tıkanması ile karakterizedir. Sklerotik alanlar daha sert, daha az geçirgen ve daha az hassastır (40).

Pulpo-dentinal kompleksin çürük, atrizyon, abrazyon, erozyon veya restoratif işlemler karşısında göstermiş olduğu lokalize yanıt ise tersiyer dentinin oluşumudur (40, 61). Reparatif ve reaksiyoner tip olmak üzere iki tip tersiyer dentin mevcuttur. Pulpo-dentinal komplekste irritasyon oluşturan etken hafif ya da orta şiddette ise primer ve fizyolojik sekonder dentini yapan odontoblastlar hayatta kalarak reaksiyoner tersiyer dentini sentezlerler. Reaksiyoner dentin yapım hızı, fizyolojik sekonder dentin yapım hızının 3 katıdır (62). İrritasyon çok şiddetli olduğunda bu odontoblastlar ölür ve pulpadaki farklılaşmamış mezenşimal hücreler yeni sekonder odontoblastlara farklılaşarak reparatif tersiyer dentini yaparlar (59-61).

Reaksiyoner veya reparatif dentin yapımı pulpo-dentinal kompleksin rejeneratif özelliğini açıkça ortaya koyan ciddi bir savunma mekanizmasıdır (40). Lokal tersiyer dentinin yapısı ve bileşenleri, primer ve sekonder dentinden oldukça farklıdır (40). Tersiyer dentin düzensiz, daha az mineralize ve primer dentinden daha yüksek bir organik içeriğe sahiptir. Sekonder dentin ile tersiyer dentinin birleşim yerindeki dentin tübülleri direkt ilişkide olmayıp bu kesintili yapı yabancı maddelerin pulpaya geçişinde bir bariyer görevi görmektedir (52).

Süt azı dişlerinde kök gelişiminin tamamlanması ile eksfoliasyon arasında geçen zamanda, sekonder ve tersiyer dentin yapımı nedeniyle pulpa odasının büyüklüğü yaklaşık olarak % 23.30-29.25 oranında azalır (63).

Sonuç olarak süt diş dentini, daimi diş dentininden daha ince ve daha az mineralizedir. Aynı zamanda tübül yoğunlukları daha az, tübül çapları ise daha küçüktür (57).

Dentin, özgün savunma mekanizmaları (primer, sekonder, tersiyer ve sklerotik dentin), fiziksel kalınlığı, tübül yüzey alanı, tübül çapı, dentinal sıvı içeriği, pulpal basıncı ve diğer değişkenlere bağlı olarak, hem geçirgen bir yapı hem de bir bariyer şeklinde değerlendirilmelidir (52). Fizyolojik ve patolojik değişiklikler karşısında dentinin yapısında ve içeriğinde bir takım değişiklikler meydana geldiğinden, bu dokuya bağlanma mineye kıyasla her zaman daha karmaşık olmuştur (64).

2.4. Mine-Sement Birleşiminin Yapısal Özellikleri

Adeziv materyallerin mine ve dentine bağlanmaları üzerine pek çok araştırma olmasına rağmen mine-sement birleşimine adezyon hakkındaki bilgiler oldukça azdır.

Bir dişin yük binen mineralize dokuları kromda mine-dentin bağlantısını, kökte de mine-sement bağlantısını içeren biyomekanik olarak etkin ara yüzeylerle bütünleşmiştir (65-67). Dişin kronal kısmında mine-sement bağlantısı olarak adlandırılan üçüncü bir ara yüzey bulunmaktadır. Mine – sement bağlantısı üç şekilde sağlanmaktadır. Bunlar:

- 1) kronal sement olarak adlandırılan sementin mineyi örttüğü durum
- 2) mine-sementin uç uca birleştiği durum
- 3) mine ve sementin birleşmediği servikal dentinin açıkta kaldığı durum

İnsan dişlerinde en sık sementin mineyi örttüğü birinci tip bağlantı gözlenmektedir (68).

2.5. Diş Aşınmaları

Dişlerin mineral içeriğinde kayıp meydana getiren faktörler, diş çürüğü ve dental aşınmadır (69). Diş çürüğü dental plakta bulunan mikroorganizmaların karbonhidratları fermente etmesi sonucu oluşan asitlerin meydana getirdiği yıkımken, dental aşınma dişlerde çürük kaynaklı olmayan ve geri dönüşümsüz oluşan doku kayıplarıdır (70, 71). Aşınma, hastanın yaşına göre beklenenden daha büyük boyutlarda gerçekleştiğinde patolojik olarak kabul edilir (72, 73). Dişlerde oluşan aşınma tipleri; abrazyon, demastikasyon, atrizyon, abfraksiyon, rezorpsiyon ve erozyondur.

Dişlerin birbirleriyle olan temasları sonucu oluşan aşınma atrizyon, dişlerin asit ataklarından etkilenecek kimyasal olarak çözünmesi erozyon, dişlerde fiziksel etkenlerle meydana gelen sert doku kayıpları abrazyon, çiğneme sırasında karşıt dişler arasında kalan gıda artıkları ile dişlerin aşınması demastikasyon, aşırı okluzal streslerin etkisiyle servikal bölgede oluşan aşınmalar ise abfraksiyon olarak tanımlanmaktadır (70, 74-79).

2.5.1. Atrizyon

Dental atrizyon; yabancı bir cisim olmaksızın diş dişle kontakta bir sonucu olarak diş sert dokularının fizyolojik aşınması olarak tanımlanır (70). Normal çiğneme fonksiyonunun etkisiyle yavaş ve düzenli olarak meydana gelirse fizyolojik atrizyon olarak tanımlanır. Eğer hastada yaşına göre normalden daha fazla bir miktarda aşınma var ise patolojiden bahsedilebilir. Atrizyon; dişlerin insizal, okluzal ve proksimal yüzeylerinde yaşlanmaya bağlı olarak gelişir. Atrizyonun erken safhalarında aşınma anterior dişlerin insizal

kenarları ve posterior dişlerin okluzal yüzeylerinde parlak yüzeyler olarak görülmektedir (80). Çok düzgün ve parlak olan bu lezyonlar kapanışta olan karşıt dişlerde de benzer şekilde izlenmektedir. Şiddetli vakalarda dentin dokusu açığa çıkabilir ki bu aşınmanın hızını artırır (71). Diş malpozisyonları ve kapanış bozukluğu olan hastalarda, prematür kontakların varlığında patolojik atrizyon görülebilir. Bazı parafonksiyonel alışkanlıklar da patolojik atrizyona yol açabilir. Çiğneme fonksiyonu dışında dişlerin temasa gelmesi bruksizm olarak isimlendirilmekte ve bu durum patolojik atrizyonun ana nedeni sayılmaktadır (81). Bruksizm; okluzal interferenslerin diş sıkma hareketini tetiklemesiyle başlar ve psikolojik faktörlerin etkisiyle uzun süre devam edebilir (82).

2.5.2. Erozyon

Diş sert dokularının bakteriler olmaksızın, kimyasal olarak asit ve/veya şelasyon ile yıkımıdır (70, 71, 77). Erozyon, diş sert dokularının patolojik, kronik, ağrısız, lokalize olarak diş yüzeyinden uzaklaşması sonucu oluşur. Dişlerin tüm yüzeylerinde görülebilmektedir (70, 71, 77, 83). Erozyon genel olarak diş yüzeyinde içbükey bir kayıp şeklinde gözlenmektedir. Başlangıçta yüzey cilasının kaybı şeklinde görülmekte ve sadece mine temiz ve kuru olduğunda fark edilmektedir. Kesici kenarlarda aşınmalar ya da dişlerde hassasiyet erozyonun ilk belirtisi olabilmektedir. Erozyon, minenin incelik dentinin sarı rengi görülene kadar ilerlemektedir. Bu lezyonlar içe çökük, sert, düz, cilalı yüzeyler halindedir. Abrazyonun aksine, erozyon hem sağ hem de sol tarafta aynı oranda bulunmaktadır (84-86).

Dişlerde görülen erozyon etyolojisine göre 3 bölümde incelenmektedir. Bunlar dış kaynaklı, iç kaynaklı ve idiopatik erozyonlardır (70, 84, 87-90).

1. Dış Kaynaklı (Ekstrensik) Erozyon:

- A. Çevresel (mesleki) faktörlere,
- B. kişinin diyetine,
- C. kullandığı ilaçlar ve ağız bakım ürünlerine ve
- D. yaşam biçimine bağlı olarak meydana gelebilmektedir (84, 89, 91, 92).

2. İç Kaynaklı (İntrensik) Erozyon:

İntrensik erozyonun nedeni endojen asitlerdir. pH seviyesi 1'den düşük olan gastrik asit; gastro-özefagal reflü hastalığı (GERD), regürjitasyon, ruminasyon (geviş getirme) gibi sindirim sistemi rahatsızlıklarına, anoreksia ve blumia nervosa gibi yeme bozukluklarına bağlı kusma gibi durumlarda oral kaviteye ulaşmakta ve dişlerle temasa geçerek erozyona neden olabilmektedir (93-97). Gastrik asidin dişlerde erozyona yol açması için haftada birkaç kez ve en azından 1-2 yıl süreyle dişlerle temas etmesi gerekmektedir (93).

3. İdiopatik Erozyon:

Anamnezin ve yapılan testlerin etyolojinin belirlenmesinde yetersiz olduğu durumlarda, asit kaynağı belli olmayan erozyona benzer patoloji olarak tanımlanmaktadır. İdiyopatik erozyonlu bireylerin tükürüğü detaylı incelendiğinde 3 bulgu tespit edilmiştir. Bunlar; uyarılmış tükürüğün sitrik asit içeriğinde artış, tükürük müsin içeriğinde artış ve eroziv yüzeylerin yakınında düşük pH değeri olarak bildirilmiştir (93, 98).

Erozyonun tedavisinde öncelikle etken belirlenip ortadan kaldırılmaya çalışılır. Asit ataklarının sıklığını ve şiddetini azaltmak erozyonun önlenmesi ve lezyonların ilerlemesinin durdurulması için önemlidir.

2.5.3. Abrazyon

Dental abrazyon; ağızda dişlerle temas eden yabancı cisimlerin yarattığı aşırı mekanik yük ile oluşan diş sert dokularının patolojik kaybıdır (70). Dental abrazyon bazı alışkanlıklara ve mesleki özelliklere bağlı olarak gelişebilir (71). Örneğin pipo içenlerin, dişleriyle kuruyemiş veya fındık kıranların, tırnak yeme alışkanlığı olan kişilerin dişlerinde insizal kenarlarda aşınma görülebilir. Marangozlar, terziler ve müzisyenler de mesleki özellikleri nedeniyle dişlerinde en fazla aşınma görülen kişiler arasında yer alırlar (99). Dental abrazyonun servikal bölgelerde en sık görülme nedeni diş fırçalama ve bununla ilişkili faktörlerdir. Yapılan epidemiyolojik çalışmalarda da, servikal abrazyon lezyonlarının oluşumu diş fırçalama ve bununla ilgili faktörlere bağlanmaktadır (100-102). Diş fırçalama işlemi sırasında hastaya

ve diş fırçalamak için kullanılan materyallere ilişkin bazı değişkenlerin abrazyonun yaygınlığına etki ettiği bilinmektedir (102). Ayrıca, diş ara yüzeylerinde meydana gelen aşınmanın diş ipliği, kürdan ve arayüz fırçası gibi aletlerin sık ve hatalı kullanımına bağlı olabileceği öne sürülmektedir (70).

Abrazyon lezyonları; klinikte dişlerin insizal, okluzal ve servikal yüzeylerinde kama ve çanak şeklinde pürüzsüz ve parlak yüzeyler olarak gözlenirler. Servikal bölgelerde görülen kama şeklindeki lezyonlar dişetine paralel olarak uzanırlar (103). Bu lezyonlar genellikle üst kanin ve premolar dişlerin bukkal yüzeylerinde gözlenmektedir. İnce çentikler şeklinde mine sement birleşiminde başlayan lezyonlar, bazı vakalarda tek bir oluk yerine çoklu paralel oluklar şeklinde oluşabilir. Bu tür lezyonlara servikal hassasiyet de eşlik edebilir (104). Çok derin defektler bazen pulpa dokusunu da içine alabilir. Abrazyonun yeri ve şiddeti ise oluşumuna neden olan etkenle ilişkilidir. Etyolojiye bağlı olarak lokalize veya yaygın olabilir (102).

2.5.4. Demastikasyon

Besinlerin çiğnenmesi sırasında karşıt dişlerin arasında kalan gıda artıklarıyla dişlerin aşınmasıdır. Normalde insizal ve okluzal yüzeyleri etkileyen fizyolojik bir olaydır, ancak Hindistan'da sıklıkla tüketilen Betel fındığı ya da benzeri kabuklu gıdaların fazla tüketimine bağlı olarak anormal çiğneme alışkanlığı patolojik olarak kabul edilmektedir (70, 98).

2.5.5. Abfraksiyon

Dişlerin mine sement sınırında oluşan kama veya tipik olarak V şekilli lezyonlarıdır. Dişte esnekliklere neden olan sentrik dışı uygulanan okluzal kuvvetler sonucunda oluştuğu düşünülmektedir. Dişlerin esnemesi boyun bölgesinde gerilme ve sıkışma kuvvetlerinin oluşmasına neden olarak mine ve dentinde mikroçatlaklar oluşur ve kırılmalara yol açar (70, 71, 77, 83, 105). Abfraksiyon lezyonları genellikle keskin kenarlı, pürüzsüz ve kama şeklinde yüzeyler olarak görülürler (70, 77). Bu lezyonlar tek bir dişte oluşabildiği gibi bazen birkaç dişte de gözlenebilir.

2.6. Sınıf V Kaviteilerin Restorasyonunda Daimi Dişlerde ve Süt Dişlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Uygun tedavi ihtiyaçlarının tespit edilmesi ve uygulanabilmesinde süt ve daimi dişlerinin anatomik ve biyolojik yapıları, kullanılacak malzemelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri ile restoratif tedavi yöntemlerinin seçimi önemli bir rol oynamaktadır.

2.6.1 Amalgam

Temel olarak gümüş, bakır, kalay ve bazen de çinko, palladyum, indiyum ve selenyum'un sıvı civa ile karışımından meydana gelen bir alaşım olan gümüş amalgam (106), diş hekimliğinde 1880'lerden beri oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (107, 108). Amalgam, uygulanmasının kolay olması, uzun ömürlü olması, zamanla mikrosızıntıda azalma meydana getirmesi, diğer restoratif materyallerle kıyaslandığında daha az teknik aşama gerektirmesi ve ucuz olması gibi birçok olumlu özelliği nedeniyle uzun yıllardır tercih nedeni olmuştur (109).

Dental amalgamın estetik olmaması, kırılabilirliği, korozyona yatkınlığı, galvanik akım meydana getirebilmesi, zamanla kenar uyumunda bozukluk göstermesi ve zayıflamış diş dokusunu destekleyememesi gibi bir takım dezavantajları da mevcuttur (106). Amalgam, yalnızca kavite preparasyonundan sonra oluşan boşluğu doldurmada yani kalan diş dokusunu desteklememektedir. Bu da dişin kırılmalarına karşı olan dayanıklılığını azaltmaktadır. Ayrıca restorasyon sırasında yeterli danıklılık ve retansiyon meydana getirebilmek için sağlıklı diş dokusunun uzaklaştırılması gerekmektedir. Öte yandan, amalgam diş dokularına bağlanamadığı için yerleştirilmesinin hemen ardından mikrosızıntı meydana getirmesi kaçınılmazdır (110).

Hasta ve velilerin estetik beklentisi günümüzde restoratif tedavinin seyrinde oldukça önemli bir kriter haline gelmiştir. Bütün bunlara civanın toksisitesi konusundaki endişelerin (107) ve rezin kompozit teknolojisindeki gelişmelerin de eklenmesiyle birlikte amalgam, restoratif materyal olarak

popüleritesini kaybetmektedir (108, 109). Amerika Birleşik Devletleri'nde amalgam kullanımı 1970'lerden itibaren azalmaya başlamıştır. 1979-1990 yılları arasında amalgam kullanımında %39'luk bir azalma rapor edilmiştir (110). Bununla birlikte, tükürük izolasyonunun sağlanamadığı veya teknik hassasiyet gerektiren aşamaların uygulanamadığı uyumsuz hastalarda amalgam daimi ve süt azı dişlerinin restorasyonunda hala kullanılmaktadır (109).

2.6.2. Rezin Bazlı Kompozitler

Rezin bazlı kompozitler ön ve arka dişlerin restorasyonunda kullanılan estetik restoratif materyallerdir (108). Dimetakrilatın (epoksi rezin ve metakrilik asit) silanize kuartz tozuyla kombine edilmesiyle 1962 yılında geliştirilmişlerdir (111). Civa içeriği nedeniyle amalgam kullanımına ilişkin bir takım endişelerin ortaya çıkması ve giderek artan estetik beklentiler nedeniyle 1970'lerden itibaren rezin kompozit teknolojisinde çarpıcı gelişmeler elde edilmiş (112) ve rezin kompozitler günümüzde yaygın olarak kullanılan restoratif materyaller haline gelmiştir (113). Bu materyaller, en büyük avantajları olan estetik özelliklerinin yanı sıra düşük termal iletkenlikleri, kavite preparasyonu sırasında sağlam diş dokularını korumaları ve kompozisyonel özelliklerinde sürekli yeni gelişmeler elde edilmesi gibi birtakım özelliklere sahiptirler (112, 114). Adeziv restoratif materyaller; kavite preparasyonu sonrasında kalan zayıflamış diş dokularını desteklemekte, fonksiyonel kuvvetleri bağlantı ara yüzeyi boyunca uygun bir şekilde ileterek dağıtmaktadırlar (115).

Rezin kompozitler, temel olarak inorganik doldurucu partiküllerin etrafını çevreleyen rezin matriksten meydana gelmektedirler. İnorganik doldurucular vinil silan dentin adezivler ile kaplı olup polimer matrikse kimyasal olarak bağlanırlar (116). Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltırlar (116). İnorganik faz, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam ve baryum,

stronsiyum, çinko içeren cam doldurucular içerirler. Kuartz ve koloidal silika dışında kalan tüm doldurucular materyalin radyo opasitesini sağlar (117). Rezin matriksi ise rezin monomerler ve polimerizasyonda kullanılan başlatıcı (inisiyatör)/hızlandırıcı (akseleratör) sistemler oluşturmaktadır (117). Kompozitlerin rezin matriksinde esas komponent Bis-GMA (bisfenolglisidil metakrilat) ya da UDMA (üretan dimetakrilat) gibi dimetakrilat oligomerlerdir. Viskoziteyi azaltmak amacıyla rezin kompozitlere EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) gibi düşük moleküler ağırlıklı diakrilatlar da eklenmektedir (112).

Rezin bazlı kompozitlerdeki inisiyatör (başlatıcı)-katalizör (hızlandırıcı) sistemleri kimyasal olarak, ışıkla ya da her ikisiyle birlikte aktive olabilmektedir. Kimyasal olarak polimerize olan sistemlerde benzoil peroksit veya sülfirik asit inisiyatör olarak; bir tersiyer amin ise (örneğin; dihidroksietil-p-toluidin-DHEPT) katalizör olarak kullanılmaktadır (118). 1980'lerde ışıkla sertleşen rezin bazlı kompozitler piyasa çıkmış ve oldukça popüler hale gelmiş olup günümüzde bu materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır. Işıkla sertleşen rezin bazlı kompozitler kimyasal olarak aktive olanlara kıyasla birtakım avantajlara sahiptirler. Bunlar; çalışma süresini hekimin kontrol edebilmesi, tek bir pat sisteminden meydana geldikleri için karıştırma işlemine gerek duyulmaması ve daha dayanıklı olmalarının yanında, yüksek kırılma direncine, daha iyi renk uyumuna ve renk stabilitesine sahip olmalarıdır (117). Işıkla sertleşen rezin bazlı kompozitler fotoinisiyatörler ile hızlandırıcı/katalizör sistemi içerirler. Fotoinisiyatörler, kamforokinon gibi diketonlar olup amin hızlandırıcı/katalizör (örneğin; dimetilamino etilmetakrilat-DMAEM) varlığında görünür ışıkla aktive olurlar. Aktive olan diketon/amin kompleksi, dimetakrilat rezin monomerlerin polimerizasyonunu başlatır (117). Işıkla polimerize olan rezin bazlı kompozitler, kimyasal olarak polimerize olanlara göre daha düşük konsantrasyonda amin içerdikleri için renk stabiliteyi de daha yüksektir (119-121). Rezin bazlı kompozitlerin polimerizasyonu sırasında karbon atomlarının birbiriyle bağlanması sonucunda monomerler arasındaki uzaklık ve moleküler hareket azalır.

Günümüz rezin bazlı kompozitlerde meydana gelen bu büzülme, tüm hacmin %2-3'ü kadardır (122-124).

Rezin Bazlı Kompozitlerin Polimerizasyonu:

Rezin bazlı kompozitlerin polimerizasyonunu; rezin materyalinin içeriği, kavite konfigürasyonu, görünür ışık cihazının gücü ile spektral dağılımı ve kullanılan teknik etkileyebilmektedir. Polimerizasyonun başlaması ile birlikte monomerler arasında çapraz bağlar oluştuğunda materyal, visköz likit formundan katı forma geçmeye başlar. Büzülmenin bir kısmı materyal tam katı hale geçmeden önce (jel noktası) meydana gelir. Katılma meydana geldikten sonra (post jelasyon safhası) materyalin sertliğinde hızlı bir artış olur ve devam eden polimerizasyon nedeniyle bağlanma yüzeylerinde stres meydana gelir (125). Adeziv rezinin diş dokularına olan bağlantısı yeterince kuvvetli değilse, meydana gelen büzülme sonucunda rezin bazlı kompozit kavite duvarlarından uzaklaşır ve açıklık meydana gelir. Bunun sonucunda restorasyon kenarlarında kenar sızıntısı, renklenme ve/veya sekonder (ikincil) çürük gelişebilir (126-128). Adeziv rezin ile diş dokuları arasındaki bağlantı yeterince kuvvetli ise meydana gelen stres diş dokularına iletilerek (129, 130) tüberkül hareketlerine, tüberkül kırıklarına ve/veya işlem sonrası hassasiyete neden olur (131, 132). Rezin bazlı kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi sonucunda oluşan stres, kompozit materyalin akışkanlığı ile kısmen dengelenmektedir (133). Bu dengeleme, kavite duvarlarına bağlı olmayan restorasyon alanlarının, polimerizasyonun erken safhalarında akışkanlık özelliği ile hareket ederek veya bükülerek materyalin kavite duvarlarından ayrılmamasını sağlamasıyla meydana gelmektedir (134). Kavite duvarlarına bağlı alanların bağlı olmayanlara oranı arttıkça, akışkanlık ve polimerizasyon büzülmesini dengeleme azalır ve polimerizasyona bağlı stres artar (135).

Rezin bazlı kompozitler sıklıkla doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre sınıflandırılmaktadırlar (136). Doldurucu partiküllerinin büyüklüğü; materyalin estetik özelliklerini, polisajlanabilmesini, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. İlk olarak piyasaya çıkarılan makro dolduruculu rezin bazlı kompozitlerin (makrofil,

partikül büyüklüğü 10-100 µm) ardından mikrofil (partikül büyüklüğü <0.1 µm), midifil (partikül büyüklüğü 1-10 µm) ve minifil (partikül büyüklüğü 0.1-1 µm) rezin bazlı kompozitler üretilmiştir. Son yıllarda hem dayanıklılığı hem de estetiği arttırmak için farklı partikül büyüklüklerinin birlikte kullanıldığı hibrit rezin bazlı kompozitler geliştirilmiştir (117).

Bu materyallerin süt dişlerindeki bazı başarısızlıkları çocuk diş hekimliğinde hala yaygın bir sorundur (114). Dolgu maddesi ve diş yapıları arasında sürekli ve stabil bir bağlantı mekanik, biyolojik ve estetik açıdan çok önemlidir (114). Kompozit dolgu materyallerinin sertleşme reaksiyonu sırasında diş ve dolgu ara yüzünde bakteri kolonizasyonuna ortam hazırlayan bazı boşluklar oluşabildiği bilinmektedir (64). Kenar uyumu iyi olan bir dolgu sonrasında mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet ve sekonder çürük meydana gelme olasılığı düşmekte ve dolgunun ömrü uzamaktadır (137).

Rezin bazlı kompozitlerin kullanım alanları;

- Koruyucu rezin restorasyonların uygun olduğu pit ve fissür çürükleri,
- Sınıf I çürükler,
- Süt ve daimi dişlerde Sınıf II, III, IV, V restorasyonlardır (138).

Rezin bazlı kompozitlerin; tükürük izolasyonunun sağlanamadığı dişlerde, geniş ve çok yüzeyli restorasyon ihtiyacı olan azı dişlerinde ve ağız hijyeni kötü olan yüksek çürük riskli hastalarda kullanımları uygun değildir.

2.6.3. Cam İyonomer Simanlar

1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilen cam iyonomer simanların (CİS) tozu, floro-alumina silikat cam tanecikleri; likiti ise, poliakrilik asitten oluşmaktadır (139). Cam iyonomer simanların (CİS) nem varlığında da mine ve dentine kimyasal bağlanma özelliği gösterebilmesi, diş dokularıyla biyouyumlu olması, flor salımı yapması çocuk diş hekimliğinde kullanımının artmasına sebep olmuştur (140). Akışkanlıklarının düşük olması, film kalınlıklarının az olması, ağız ısısında uzun süre çalışma olanağı sağlamaları, asitlere karşı dayanıklı olmaları, sıkışma özellikleri ve gerilme dirençlerinin yüksek olması, ısıl genleşme katsayılarının diş sert

dokularıyla uyum içinde olması, pulpa ile iyi bir biyolojik uyum göstermeleri, kompozit rezin ile üstün mekanik bağlanma sağlamaları gibi olumlu özelliklere sahiptirler (141-143). Cam iyonomer simanlar bu olumlu özelliklerinden dolayı süt dişlerinin daimi ve geçici restorasyonlarında ve daimi dişlerde geçici restorasyonlarda, tükürük izolasyonunu zor sağlandığı servikal restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaktadırlar (144). Geleneksel cam iyonomer simanlar, rezinle modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasitle modifiye kompozit rezinler olmak üzere üç tipi mevcuttur (145).

2.6.4. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Bir çok olumlu özelliği olmasına rağmen, asit-baz reaksiyonu ile polimerize olan geleneksel cam iyonomer simanların (146); çalışma zamanlarının kısa, sertleşme sürelerinin uzun, nem hassasiyetlerinin oldukça fazla olması (147, 148), yüksek oranda mikrosızıntı gösterebilmeleri gibi bazı olumsuz özelliklere sahip oldukları da bilinmektedir (147-149).

Geleneksel cam iyonomer simanlarda gözlenen bu tür sorunlar sebebiyle, bu simanların modifiye bir şekli olan ve "ikili sertleşme (dual-cure) reaksiyonları" ile polimerize edilen "rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RM CİS) geliştirilmiştir (146, 149, 150). Bu simanların polimerizasyonları için normal asit-baz reaksiyonlarının yanı sıra, bir ışık cihazının aktivasyonu da gereklidir. Bu simanlar, fotokimyasal reaksiyonlarının başlatılmasının klinisyen tarafından kontrol edilebilmesi ve özellikle dentinde rezinlerin infiltre oldukları bir tabaka oluşturmaları gibi klinik olarak istenen bazı özelliklere sahiptirler (151). Ayrıca içeriklerindeki rezin monomerlerin polimerizasyonlarına bağlı olarak, bu simanların; sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının, kırılma dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve retansiyon oranlarının arttığı ve geleneksel CİS'lerden daha fazla olduğu da bildirilmektedir (146, 149, 152-155).

2.6.5. Poliasitle Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Poliasitle modifiye kompozit rezinler, hem kompozit rezinlerin hem de cam iyonmer simanların bir takım özelliklerini barındıran hibrit restoratif materyallerdir (112). Yeni terminolojiye göre de poliasit modifiye kompozit resinler olarak adlandırılması uygun görülmüştür. İlk olarak piyasaya 1993 yılında sürülen bir poliasitle modifiye kompozit rezin olan “Dyract” (Dentsply/DeTrey, Konstanz, Almanya) ile ortaya çıkan “kompomer” terimi bir jenerik isimdir (156). Üretici firma tarafından verilen bu isim, materyalin kompozit ve cam iyonmer özelliklerini bir arada taşımasından kaynaklanmaktadır (157). PMRK terimi ise, McLean ve diğ.’leri tarafından önerilmiştir ve dental literatürde sıklıkla kullanılmaktadır (158). Kompomer kelimesinin tam anlamı kompozit ve cam iyonmerlerin karakteristik özelliklerini bünyesinde bulunduran materyaldir. Ancak bu materyal, minimal oranda cam iyonmer (asit-baz) reaksiyonu göstermektedir (159). Kompomer materyali aşınma direncinin süt dişine çok yakın olması, mekanik özellikleri cam iyonmer simanlara göre daha gelişmiş olması, bitirme ve cilalama işlemlerinin hemen yapılabilmesi, estetik özelliklerinin daha iyi olması ve kullanım kolaylığı gibi sebeplerle erken çocukluk çağı çürüklerinin tedavisinde, süt dişlerindeki sınıf I, II, III ve V kaviteilerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır (112, 160).

2.6.5.1. Poliasitle Modifiye Kompozit Resinlerin Kimyasal Yapıları ve Sertleşme Reaksiyonları

Kompomerler, kompozit rezinin ana maddesi olan rezin komponenti ve su haricindeki cam iyonmer komponentlerini (polialkenoik asit ve cam doldurucu partiküller) içerirler. Her firmaya göre değişen oranlarda rezin ve cam iyonmer bulunmaktadır. Bu oran genelde %70-80 kompozit rezin ve %30-20 cam iyonmer şeklindedir. Daha yüksek oranda rezin içerdiğinden kompozite yakın fiziksel özellikler gösterir. Poliasit modifiye kompozit resinlerde iki metakrilat grubu, iki de karboksilat grubu olan HEMA’ya hidrofilik monomerler eklenmiş ve böylece modifiye edilmiştir. Doldurucu kısmını florür salınımından sorumlu stronsiyum alüminyum florüro silikat cam

tozları oluşturur. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin sertleşmesi, rezinin fotopolimerizasyonu ile olur. Işık uygulamasının ardından monomerler arasında çapraz bağlar meydana gelir ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşir. Rezinin ışıkla polimerizasyonu sertleşme reaksiyonunu oluşturur ve materyal ağız ortamında tükürkle temasa gelip su absorbe edene dek asit-baz reaksiyonu görülmez (159). Işıkla polimerizasyonu takip eden günler ve haftalar içerisinde materyal tarafından absorbe edilen su, asit rezin içindeki rezin matrisi iyonize ederek hidrojen iyonları üretmeye başlar. Bu iyonlar cam iyonomer simanlarda kullanılan ve flor iyonu içeren cam benzeri doldurucu partiküllerle reaksiyona girer. Sonuç olarak çapraz bağlı polimer oluşumu ve flor iyonu salınımı meydana gelir (161, 162). Poliasit modifiye kompozit rezinlerde tuz matrisi ve hidrojel oluşmadığı için florür rezervuarı gibi davranamazlar, florür salınımları sınırlıdır. Bir materyalden düşük miktarda bile florid salınımı olması, restorasyona komşu mine ve dentinin güçlenmesine ve ikincil çürüğün önlenmesine yardımcı olmaktadır (163-166).

Kompomerlerin mekanik özellikleri ve aşınma dirençleri cam iyonomer simanlara kıyasla yüksek, rezin kompozitlere göre daha düşüktür. Bu özellikleri ile kompomerlerin aşınmaya eğilimli süt dişleri için ideale yakın bir restoratif materyal olduğu ileri sürülmüştür (167). Yeni geliştirilen kompomer sistemlerinin aşınmaya karşı direnci, fiziksel özellikleri, flor iyonu salınımı, marjinal örtücülüğü ve yüzey pürüzlülüğü; birinci ve ikinci jenerasyon kompomerlere göre daha üstündür (159).

2.6.5.2. Poliasitle Modifiye Rezin Kompozit Restorasyonların Adezyonu

Adeziv diş hekimliğinde daimi dişlerde mineye bağlanma paterni tam olarak tanımlanmasına rağmen dentine bağlanma konusu hala tartışmalıdır (64, 168, 169). Dentine bağlanma ile ilgili sonuçların süt dişi dentinine uyarlanabilirliği konusunda da soru işaretleri bulunmaktadır (170, 171). Süt dişi dentini morfolojik olarak daimi diş dentininden farklıdır. Süt dişlerinde tübül çapları daha geniştir ve intertübüler tabaka daha az mineralizedir (172, 173). Süt dişleri asitle pürüzlendirme işlemine daha fazla reaksiyon verirler ve

daha kalın hibrit tabaka oluşumu dolayısıyla daha kötü penetrasyon olmasının süt dişlerinde daha düşük etkinlikte bağlanmaya sebep olduğu düşünülmektedir (55, 58, 174, 175).

Süt dişi minesini için asitleme paternine uygun olmayan yüzeyel 30-100 µm kalınlığında prizmatik tabaka tanımlanmıştır (176). Bu tabakanın kalınlığı anteriordan posteriora gidildikçe artmakta ve düzensiz prizmalar gözlenmektedir (176-179). Süt dişlerinde uygun bir asitleme yapabilmek için prizmatik mine marjinerine bevel yapılması ve asitleme süresinin 30 sn tutulması gerekmektedir (180-182).

Tüm resin bazlı materyaller için mine ve dentin bonding ajan uygulanmasından önce asitle pürüzlendirme işlemi standart prosedürdür. Adeziv uygulanmasından önce asitleme işlemi yapılması özellikle küçük çocuklarda tükrük kontaminasyonu olması açısından risk oluşturmaktadır. Fakat poliasitle modifiye resin kompozit üreticileri materyalin asitle pürüzlendirme işlemi gerektirmeden kullanılabileceğini söylemektedirler. Bu konuyu değerlendirmek için yapılmış birçok klinik ve deneysel çalışma bulunmaktadır (160, 183-185). Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre kompomer restorasyonlarda adeziv öncesi yapılan asitleme işleminin adezyon üzerine bir etkisi olmadığı gözlenmiştir.

Attin ve diğ.'lerinin (186), mineyi asitlemek amacı ile fosforik ve poliakrilik asit uyguladıkları hayvan çalışmasının sonucunda; poliasit-modifiye kompozit rezinlerin mineye tutunmasının, fosforik asit uygulaması yapılan gruplarda poliakrilik asit uygulanan gruplardan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

2.6.5.3. Poliasit Modifiye Resin Kompozit Restorasyonların Klinik Performansı

Bu yeni resin iyonmer hibrid restoratif materyallerin bu kadar çabuk kabul görmesinin nedeni klinik olarak kullanımının oldukça kolay ve pratik olmasından dolayıdır.

Üretici firmalar kompomerlerin yerleştirilmesinden önce mine ve dentinin asitle pürüzlendirilmesini şart koşmamaktadırlar. Yapılan *in vitro* ve

linik çalışmalar, kompomerlerin asitle pürüzlendirilmemiş mine ve dentine yeterli adezyon gösterebildiğini ortaya koymaktadır (187, 188). Öte yandan minenin asitle pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan kompomerin daha iyi bir marjinal adaptasyon ve daha yüksek bağlantı kuvvetleri gösterdiğini ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur (188). Bu da kompomerlerin diş dokusuna temel olarak mikromekanik retansiyon yoluyla bağlandığını kanıtlamaktadır (112).

Avantajları:

- Kıvamının koyu olması ve uygulama esnasında aletlere yapılmaması nedeni ile iyi ve kolay manipölasyon olanağı
- Konvansiyonel ve RMCS'lara göre daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olması
- Estetik olup değişik renk seçeneklerinin bulunması
- Biyolojik olarak uyumlu olması
- Az da olsa flor salınımı yapması
- Sert diş yapılarına bağlanabilmesi
- Radyoopasite göstermesi
- Bitirme işlemlerinin kolay olması
- Klinik ömürleri uzun olması (189)

Dezavantajları

- Flor içeren cam partikül içermelerine rağmen çürük gelişimini durduracak düzeyde flor salınımı olmaması
- Polimerizasyon büzülmesi göstermeleri
- Başarısının uygulayan kişi ve kullanılan tekniğe bağlı olması
- Işığın ulaşamadığı alanlarda sertleşmenin sağlanamaması.

Kompomerlerin firma önerileri doğrultusunda anterior ve posterior dişlerde tüm kavitelere, sınıf I ve sınıf II kavite­lerin genişliğinin tüberküller arası mesafenin 2/3'ünden az olduğu durumlarda kullanımı endikedir. Direkt ya da indirekt pulpa örtülemesi ve full seramik kronlar için kor yapımı

amacıyla kullanılması, sınıf I ve sınıf II kaviteilerin genişliğinin tüberküller arası mesafenin 2/3'ünden fazla olduğu durumlarda kullanılması, dimetakrilat rezin veya yapısındaki diğer herhangi bir bileşene bilinen allerjisi olan bireylerde, tükürük ve kan ile kontaminasyonun engellenemediği durumlarda kullanımı kontraendikedir.

2.7. Dental Adeziv Sistemler

“Adezyon” iki substratın birleşmesi ile oluşan bağlantı, “adeziv” iki yüzeyin birbirine tutunmasını sağlayan materyal olarak tanımlanmaktadır. “Aderent” terimi adezivin uygulandığı substratı (mine ve dentin, nadiren de sement) ifade eder (190).

1955 yılında Buonocore'un % 85'lik fosforik asitle pürüzlendirilen mine yüzeyinin akrilik rezine bağlanması felsefesini ortaya koyması ile restoratif diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır (191). Böylece, 1917 yılında Black tarafından restoratif materyaller için geliştirilmiş ve gelenekselleşmiş olan makromekanik tutuculuk prensipleri, yerini daha konservatif bir yaklaşım olan adeziv preparasyon tekniklerine bırakmıştır (192).

Modern dental adeziv sistemlerin gelişim süreci içerisinde Buonocore'un (191) bağlanma felsefesinden sonra, Bowen'in (193) yüzey-aktif monomerlerin rezinlerin diş yüzeyine bağlanmasını kolaylaştırabileceğini göstermesi ve Nakabayashi'nin (194) hibrit tabaka oluşumunu bildirmesi, dental adeziv sistemlerin gelişiminde en önemli basamakları oluşturmuştur (195). Günümüzde de sürekli olarak yenilenen adeziv sistemlerin restoratif diş hekimliği alanında sağladığı en büyük avantaj, restorasyonlarda retansiyon ve stabilizasyon sağlanması için sağlam diş dokusunun mekanik olarak uzaklaştırılması gerekliliğini ortadan kaldırmalarıdır. Ayrıca, bozulan veya kırılan restorasyonlar tamir edilebilir (196), restorasyon-diş arayüzündeki mikromekanik kenetlenme sayesinde kenar sızıntısı azalarak işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi ve ikincil çürük gibi pekçok klinik problem de minimuma indirgenebilir (197). Adeziv sistemlerin kullanılmasıyla yapılan restorasyonlar, kavite preparasyonu sonrasında kalan zayıflamış diş

dokularını desteklemektedirler. Ayrıca, fonksiyonel stresleri bağlantı ara yüzeyi boyunca dişe daha iyi iletip dağıtırlar (115, 198, 199). İlâveten, adeziv teknikler ile estetik olarak da oldukça tatminkar sonuçlar elde edilmektedir (192, 200).

Pulpal sağlığı korumak ve dolgunun ömrünü uzatmak için tüm restoratif sistemlerde yeterli sealing sağlanmalıdır (201). dentin adezivlerin kollojen fiberler boyunca tamamlanmamış penetrasyonu hibrit tabakanın tabanında demineralize alan oluşturmaktadır, bu durum asitle pürüzlendirme zamanı ve kullanılan asitin konsantrasyonu ile yakından ilişkilidir. Dentin adezive tam olarak bağlanmayan kollojen fiberlerdeki bozulmaya bağlı olarak adezyon zaman içerisinde zayıflamaktadır (202, 203). Süt ve daimi dişlerdeki mineral miktarı (204) ve dağılımının (205) farklı olması sebebiyle süt dişlerinde asitle pürüzlendirme daha etkilidir ve intertübüler dentinde daha derin demineralizasyona sebep olmaktadır (55, 206).

2.7.1. Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan “kronolojik sınıflandırma” ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan “yapısal sınıflandırma”, birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (207). Günümüzde ise modern dental adeziv sistemlerin “etki mekanizmaları” göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar daha objektif bir yaklaşım olarak kabul görmektedir (208). Buna göre modern dental adeziv sistemleri üç başlık altında incelenebilir (26):

- A. Total Pürüzlendirmeli Adeziv Sistemler
- B. Self-Etch Adeziv Sistemler
- C. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Dental adezivlerin mine ile mikromekanik olarak bağlanmasındaki temel mekanizma, minenin asitle çözünmesi ile oluşan mikroboşluklara resin monomerlerin infiltrasyonu ve açığa çıkan hidroksiapatit kristallerinin polimerize monomerlerle kaplanmasıdır (209).

Mine ve dentin dokularının yapıları ve içerikleri oldukça farklı olduğu için, bu iki dokuya bağlanma da oldukça farklı mekanizmalarla gerçekleşmektedir. Minenin inorganik içeriği oldukça fazla olup, inorganik yapı esas olarak hidroksiapatit kristallerinden oluşmaktadır. Mine, derinlik ve lokalizasyondan bağımsız olarak hemen hemen homojen bir yapıya sahiptir. Dentin ise organik içeriği daha fazla olan ve organik yapısı esas olarak kollajenden (çoğunlukla tip I kollajen) meydana gelen kalsifiye bir dokudur. Oldukça heterojen bir yapıda olan dentinde odontoblast uzantıları ve dentinal sıvıyı içeren dentin tübülleri de bulunmaktadır. Dentin, bu yapısal özellikleri ile minenin tersine canlı ve oldukça dinamik bir dokudur. Dentin tübülleri hipermineralize yapıdaki peritübüler dentin ile çevrilidir. Tübüller arasında bulunan ve dentinin esas kütesini oluşturan, daha az mineralize ve kollajenden zengin alan ise intertübüler dentin olarak isimlendirilmektedir (192). Ayrıca, fizyolojik ve patolojik değişiklikler karşısında dentinin yapısında ve içeriğinde bir takım değişiklikler meydana geldiğinden, bu dokuya bağlanma mineye kıyasla her zaman daha problemlidir (196).

A.Total Pürüzlendirmeli Adezivler:

“*Etch & Rinse*” adeziv sistemler olarak da bilinmektedirler. Rezin bazlı materyallerin diş yüzeyine bağlanması için minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi konseptine dayanan ve iki ya da üç aşamada uygulanan materyallerdir (210).

Total pürüzlendirme tekniği, mine ve dentin dokularının aynı işlemde, fakat farklı sürelerde pürüzlendirilerek smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasını hedefleyen bir yöntemdir. İlk aşama olan pürüzlendirme işlemi, genellikle pH değeri 0.1-0.4 arasında değişen (211) ve % 30-40 konsantrasyonda kullanılan fosforik asit jeller ile yapılmakta ve bu şekilde resin bazlı kompozitler için 18-25 MPa (megapaskal) değerinde kesme bağlanma kuvveti elde edilmektedir (212-214). Pürüzlendirme işlemini primer ve adeziv rezinin ayrı ayrı uygulanması takip etmektedir. Bu şekilde işlev gören adezivler “üç aşamalı (*3-step*)” sistem olarak bilinmektedirler. Son yıllarda total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin birtakım yapısal değişikliklere

uğraması nedeniyle, günümüzde çoğunlukla pürüzlendirme aşamasını takiben primer ve adeziv rezinin birleştirilerek uygulandığı “iki aşamalı (2-step)” adeziv sistemler kullanılmaktadır (26, 210). Pürüzlendirme aşamasını takiben ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombine tek şişe dentin adezivler uygulanır (192).

Mine Dokusunun Asitle Pürüzlendirilmesi:

Minenin kimyasal içeriğinin ağırlıkça % 95’ini inorganik yapı, % 1’ini organik yapı, % 4’ünü ise su oluşturur (215). İnorganik yapıyı oluşturan hidroksiapatit kristallerinin biraraya gelmesiyle minenin ana yapısını oluşturan mine prizmaları meydana gelir. Organik yapı (kollajen) ve su ise hidroksiapatit kristalleri arasında dağılmış olarak bulunur (216).

Total pürüzlendirmeli sistemlerde mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesinin amacı; minenin temizlenmesi, prizmatik ve interprizmatik mineral kristallerinin uzaklaştırılmasıyla mikroskobik pürüzlülüğün artırılması ve bu sayede yeterli monomer infiltrasyonu sağlamak için minenin yüzey enerjisinin artırılmasıdır (217, 218). Asitle pürüzlendirme sonrasında mine yüzeyindeki mikroorganizma sayısında % 75-95 oranında bir azalma meydana gelir (219). Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi ile mine yüzeyinin ortalama 10 µm’lik kısmı ortadan kalkar ve derinliği 25-75 µm arasında değişen pürüzlendirilmiş bir alan oluşur. Bu sayede bağlanma yüzeyi yaklaşık olarak 2000 kat arttırılmış olur (215). Asit uygulanmış mine yüzeyinde uygulanmayan yüzeye göre yüzey geriliminde yarı yarıya bir azalma meydana gelir, mine yüzeyinin ıslanabilirliği artar ve düşük vizkoziteli rezin mikroboşluklara dolması kolaylaşır (220).

Mine yüzeyinde; kullanılan asidin konsantrasyonuna, uygulama süresine, hidroksiapatit kristallerinin mine prizmaları içerisindeki açıları ve pozisyonları (192, 221), mine dokusunda preparasyon varlığı/yokluğu, minenin kimyasal yapısı ve florür içeriği (221, 222) gibi faktörlere bağlı olarak 3 tip mikroskobik pürüzlendirme gerçekleşmektedir (223):

- Tip I pürüzlendirmede mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Ortaya çıkan görüntüye “bal peteği” denir.

- Tip II pürüzlenmede mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Meydana gelen görüntüye “kaldırım taşı” adı verilir.

- Tip III pürüzlenmede prizmatik yapı gözlenmez. Yüzey amorfudur ve daha silik bir pürüzlenme görünümü vardır (223).

Klinik olarak dişlerin hangi bölgesinde ne tip pürüzlenme oluşabileceğini belirleyebilmek mümkün değildir. Bir mine yüzeyinin değişik bölgelerinde değişik pürüzlenme tipleri görülebilmektedir (192, 221).

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesine en çok kullanılan asit fosforik asittir ($H_3[PO]_4$) (220). Alternatif olarak %16'lık etilen diamine tetraasetik asit (EDTA), %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %1.6-3.5'lik oksalik asit, %2,5'luk nitrik asit ve %20-25'lik poliakrilik asit, %10'luk piruvik asit gibi çeşitli ajanlar denenmiştir (215). Ancak, deneysel çalışmalarda morfolojik açıdan iyi sonuçlar veren alternatif asit türevlerinin rezin adezyonu için istenilen 17-20 MPa değerindeki bağlantı kuvvetlerini sağlayamamaları, rutin klinik kullanıma girmelerini olanaksız kılmıştır (192).

Süt ve Daimi Diş Minesi Arasındaki Farklar:

Süt dişi minesi kalınlık olarak, daimi diş minesinin yaklaşık yarısı kadardır ve düzensiz hidroksiapatit kristalleri dizilimi içeren veya prizmatik yapılanma içermeyen aprizmatik bir tabaka ile örtülüdür. Aprizmatik tabakanın kalınlığı süt azı dişlerinde yaklaşık olarak 30-100 µm arasında değişmektedir (224). Bu yapı farklılığı, süt dişi minesindeki organik ve inorganik komponentlerin oranlarını etkileyip minenin fiziksel özellikleri belirlemektedir (225).

Süt dişi minesinin organik içeriği daimi diş minesine göre daha fazladır. Ayrıca, süt dişindeki mine prizmaları yüzeyde daha geniş açı yaparak sonlanır. Bu iki faktörün ve aprizmatik tabakanın varlığı sebebiyle süt dişi minesinin asitle pürüzlendirme süresinin daimi diş minesine göre iki kat fazla olması gerektiği öne sürülmüştür (21). Bununla birlikte, yapılan çalışmalarda preparasyon yapılan süt mine yüzeyinde 30 saniye (sn) pürüzlendirme süresinin yeterli bağlanma kuvveti elde edilmesini sağladığı bildirilmiştir (180, 181, 226, 227).

Mine Dokusuna Primer ve Adeziv Resin Uygulanması:

Total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin ikinci aşaması pürüzlendirilmiş mine yüzeyine primer ve adeziv rezin uygulanmasıdır. Bu uygulama sonrasında minede makrotag ve mikrotag olarak adlandırılan iki tür rezin tag oluşur. Makrotaglar mine prizmalarının etrafında, mikrotaglar ise mine prizmalarının iç yüzeylerinde görülür. Mikrotaglar fazla sayıda olmaları ve geniş yüzey alanları nedeniyle bağlantı kuvvetlerine daha fazla katkı sağlarlar (192). Ancak, rezin penetrasyonunun derinliği, yani rezin tagların uzunluğu ile rezin-mine bağlanma kuvveti arasında ilişki bulunmamaktadır (228, 229).

Dentinin Asitle Pürüzlendirilmesi:

Kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakası ve tıkaçları dentin sıvısının hareketini ve dentinal diffüzyonu azaltan doğal bir dentin bariyeridir (230-232). Debris, denature kollajen, hidroksiapatit ve mikroorganizmalardan meydana gelir. Smear tabakası ortalama olarak 0.5-2 µm kalınlığındadır. Dentin tübülleri içinde yer alan smear tıkaçları ise 1-3 µm uzunluğundadır (192).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile smear tabakası ve tıkaçları uzaklaşır, dentin tübülleri açılır, intertübüler ve peritübüler dentin demineralize olur ve 3-10 µm'lik derinlikte kollajen ağ açığa çıkar (233). Demineralize dentin yüzeyine uygulanan adeziv monomerlerin dentinin derinliklerine penetre olup kollajen fibrillerin etrafında polimerize olmasıyla meydana gelen yeni yapıya "hibrit tabaka" adı verilmektedir (194). 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanan hibrit tabaka (192, 194); kollajen ağ, adeziv rezin, ve hidroksiapatitten oluşan rezin-dentin interdifüzyon bölgesidir (234). Kullanılan dental adeziv sisteminin tipine göre hibrit tabakanın kalınlığı 1-5 µm arasında değişmektedir. Ancak, yapılan çalışmalarda hibrit tabakanın kalınlığı ile dentin dokusuna restoratif materyallerin bağlanma kuvveti arasında herhangi bir ilişki bulunmamıştır (139). Asitle pürüzlendirme sonrasında adeziv rezinin dentin tübüllerinin içine dolarak polimerize olmasıyla rezin tagları, lateral tübül dallarının içine dolarak polimerize olmasıyla da submikron rezin tagları (lateral tübül hibridizasyonu) meydana gelmektedir (192, 196). Oluşan rezin taglarının bağlantı kuvvetlerine katkısı olsa da restoratif diş hekimliği açısından önemi rezin-

dentin arayüzündeki bağlanma alanında bir bozulma meydana gelmesi halinde tübül ağzlarını kapatarak olası pulpal hasarı engellemeleridir (196).

Güçlü asitlerin uzun sürede uygulanması ile dentinin aşırı demineralizasyonu (235, 236) sonucu kollajen ağ şiddetli derecede çöker (236). Bu durumda hidrofilik primer ve adeziv rezin uygulamaları kollajen ağın yeniden orijinal seviyesine dönmesine yeterli gelmeyebilir (55). Bunun sonucunda adeziv rezin infiltrasyonun tam olarak gerçekleşmediği, asitlere ve bakteri kaynaklı enzim ataklarına yatkın, dentine bağlanmanın başarısızlıkla sonuçlandığı bir bölge oluşabilir (237-239). Oysaki total pürüzlendirmeli sistemlerde dentinin pürüzlendirilmesinin amacı etkili bir bağlanma sağlanmasıdır (55).

Asitle pürüzlendirmenin diğer bir avantajı, çürükten etkilenmiş dentinde % 32-37'lik fosforik asitle pürüzlendirme sonrası bakteri sayısının azalmasıdır (240). Dentin matriksinde hemen hemen bütün matriks metallo proteinaz enzimleri (MMP) kollajen fibrillere güçlü bir şekilde bağlıdır. MMP'ler hibrit tabakanın bozulmasına neden olurlar. Bu sebeple rezin-dentin arasındaki bağlanmanın dayanıklılığını artırmak için MMP'lerin inaktive edilmeleri gerekmektedir. Fosforik asitle pürüzlendirme dentindeki MMP aktivitesini % 65-95 oranında inhibe eder (241, 242). Ayrıca, fosforik aside ilave edilen benzalkonyum klorid veya klorheksidin gibi antimikrobiyal ajanların da anti-MMP aktivitesine sahip olduğu gösterilmiştir (243, 244).

Dentin Dokusuna Primer ve Adeziv Resin Uygulanması:

Total pürüzlendirmeli sistemlerde asitle pürüzlendirme işleminin ardından ikinci aşama olarak açığa çıkmış kollajeni desteklemek ve HEMA gibi hidrofilik bir monomer ile kaplamak için "primer" adı verilen solüsyonlar uygulanır (211). Primer ajanlar genellikle su veya aseton, etanol gibi çözücüler ve rezin monomer içerirler (211, 245).

Primer içerisindeki çözücüler, dentin yüzeyindeki su ile yer değiştirirerek kollajen ağ içerisindeki boşluklara rezin monomer infiltrasyonunu sağlarlar (246). Primer içerisindeki monomerler bifonksiyonel yapıdadır. Hidrofilik özellikleri, açığa çıkan kollajen fibriller arasına penetre olabilmeyi, hidrofobik özellikleri ise adeziv rezinle birlikte polimerize

olabilmeyi sağlar (235). Dentinde ideal bir bağlanmanın sağlanması için primerin, asitle pürüzlendirme sonrası meydana gelen demineralizasyon derinliği kadar dentin içerisine infiltre olması gerekmektedir (247).

Primerler dentinin yüzey enerjisini arttırlar (198), dentin tübüllerinde yer alan sıvıdaki proteinlerin denatürasyonuna ve çökmesine neden olarak dentin geçirgenliği azaltır ve dentin hassasiyetini önlerler (192).

Asitle pürüzlendirilen dentin dokusunun yıkandıktan sonra kurutulması dikkat gerektiren bir işlemdir. Demineralizasyon sonucu desteksiz kalan kollajen ağ, aşırı kurutma sonucunda çöker. Böyle bir yüzeye uygulanan primerin kollajen ağ içine penetrasyonu sınırlanır ve ideal bir hibridizasyon sağlanamaz. Bunun sonucunda da dentin hassasiyeti, kenar sızıntısı, ikincil çürük ve restorasyon kaybı gelişebilir (211). Bu problemin üstesinden gelmek için nemli ortamda bağlanma (*wet bonding*) tekniği tavsiye edilmektedir (246). Bu teknikle, asit yıkandıktan sonra demineralize kollajen fibriller nemli yüzeyde kalan su ile desteklenir ve primer solüsyonu kollajen ağa daha iyi difüze olur. Dentinin ideal nemlilik düzeyinde tutulabilmesi amacıyla hava spreyi yerine pamuk peletlerle kurutulması tavsiye edilmektedir. Yine de, klinik şartlarda ideal nemlilik düzeyinin elde edilmesi her zaman mümkün olmayabilir (139). Aşırı kurutma işlemi kadar dentin yüzeyinde aşırı su bırakma da bağlanmayı olumsuz etkilemektedir (248). Yüzeydeki fazla su, demineralize dentine infiltre olan, çözücüsü uzaklaşmış monomerlerin arasına girer (249). Bu durum, hibrit tabaka içerisinde bazı küçük bölgelerin sudan zengin ancak rezinden fakir hale gelerek nanosızıntı oluşturmalarına neden olur (250). Sano ve diğ. (251, 252) tarafından tanımlanan “nanosızıntı” kavite kenar uyumunun tam olduğu restorasyonlarda, dentin adezivlerle dentin yüzeyi arasında gümüş nitrat penetrasyonunun saptanmasıyla ortaya çıkmıştır. Gümüş nitrat sızıntısı saptanan bölgenin rezinin tam olarak infiltre olmadığı, hibrit tabaka içerisinde kollajen fibrillerin etrafındaki nanometre cinsinden ölçülebilen boşluklarda olduğu gözlenmiştir. Hibrit tabakanın bazal ve pöröz bölgesi içerisinde meydana gelen bu özel sızıntı tipini tanımlamak için “nanosızıntı” terimi kullanılmıştır. Nanosızıntı, demineralize olan dentin alanını tam olarak doldurması gereken adeziv sistemin

yetersizliğini yansıtmaktadır. Dolayısıyla, dentinde daha derin pürüzlendirme ve demineralizasyon sağlayan dentin adezivler daha fazla nanosızıntıya neden olabilmektedirler. Nanosızıntı bölgeleri, rezinle kaplanmamış kollajeni etkileyebilecek sıvılar için yol oluşturabilir ve zamanla bağlanma bölgesinde bozulma meydana gelebilir (139).

Primer uygulaması sonrasında, diş yüzeyine üçüncü aşama olarak adeziv rezin uygulanır. Adeziv rezin, Bis-GMA ve UDMA gibi hidrofobik rezin monomerler içerir. Islanabilirliği sağlamak için HEMA, viskoziteyi düzenlemek için TEGDMA gibi daha hidrofilik rezin monomerler de kullanılmaktadır. Dentin adezivlerin temel görevi hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamak ve dentin tübüllerinde rezin taglarını oluşturmaktır (192).

Süt ve Daimi Diş Dentini Arasındaki Farklar:

Süt dişi dentin dokusu daimi diş dentin dokusuna çok benzer olmasına rağmen, kimyasal kompozisyonu ve mikromorfolojik özellikleri açısından daimi diş dentininden farklılık göstermektedir (253). Süt dişlerinde peritübüler ve intertübüler dentindeki kalsiyum ve fosfor içerikleri daimi dişlere göre daha az olup daha az mineralizedir (55, 254). Mineralizasyon azlığıyla paralel olarak, süt dişi dentininin mikrosertlik değerleri, daimi diş dentinine göre belirgin olarak daha düşüktür (56). Daimi ve süt dişi dentininin tübül yoğunluğu ve çapları karşılaştırıldığında, süt dişi dentin tübül yoğunluğunun ve çaplarının daimi dişlere oranla daha az olduğu görülür. Bu nedenle süt dişlerinin dentin geçirgenliği daimi dişlere oranla daha düşüktür. Süt dişlerinin dentin tübül çaplarının daha küçük olması, peritübüler dentin kalınlığının daimi dişlere oranla 2-5 kat daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır (57).

Dentin dokusunu pürüzlendirme amacıyla kullanılan asitlerin hipertonic yapısı, dentinal sıvının tübüllerden dışarı doğru hareketine neden olur. Tübüler sıvı ile asit seyrelerek dentini daha az demineralize eder (55, 192). Süt dişi dentininin tübül sayısı, çapı ve yoğunluğu daha az olduğu için dentin yüzeyi asidi daimi dişler kadar seyreltemez. Bu sebeple, süt dentinine uygulanan asit daha hızlı ve derin bir etki meydana getirir (24, 232). İlaveten, süt dişlerinin daimi dişlere göre daha az mineralize olması nedeniyle asitler süt dişlerinde smear tabakasını daimi dişlere göre daha hızlı uzaklaştırarak

dentinde daha derin bir demineralizasyona neden olurlar (55, 253). Tüm bu faktörler, süt dişlerinde daimi dişlere oranla %25-30 daha kalın bir hibrit tabakanın meydana gelmesinden sorumludur (55). Bu nedenle, süt dişlerinde daimi dişlerdekine yakın kalınlıkta ve kalitede hibrit tabaka elde edebilmek için bazı araştırmacılar asitle pürüzlendirme süresinin yaklaşık olarak yarısı kadar kısaltılmasını veya daha düşük konsantrasyonlarda asit uygulanması önermektedirler (55, 58).

B. Kendiliğinden Pürüzlendiren (Self-etch) Adezivler:

Self-etch adezivler total pürüzlendirmeli sistemlerdeki işlem basamaklarını azaltarak çalışma zamanını kısaltmak amacıyla geliştirilen ürünlerdir (190).

Self-etch adezivler tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde, mine ve dentin dokularının aynı zamanda hem pürüzlendirilmesi hem de bu dokulara primer ajan uygulanması amaçlanır. Bu işlem için yüzey hazırlayıcı asidik monomerler içeren primer (*self-etch primer*) uygulanır. Sonrasında, adeziv rezin tatbik edilir. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde ise primer ve adeziv rezin tek bir solüsyonda (*self-etch adeziv*) birleştirilmiştir (255).

Self-etch adeziv sistemlerin en büyük avantajları, total pürüzlendirmeli sistemlerde olduğu gibi yıkama ve kurutma gerektirmemelerine bağlı olarak nemli bağlanma tekniğinin kullanılma zorunluluğunun ortadan kalkması ve dolayısıyla da teknik hassasiyetin azalmasıdır (26, 210, 256, 257). İşlem basamaklarının azalması özellikle kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda kullanım kolaylığını getirirken tükürükle kontaminasyon riskini de azaltmaktadır (258, 259). Self-etch adeziv sistemler asitle pürüzlendirilmiş dentine kıyasla daha kuru olan smear tabakasına direkt olarak uygulanabildikleri için ıslak bağlanma gerekliliğini ortadan kaldırır (247). Pürüzlendirme ve hibrit tabaka oluşumu eş zamanlı olduğu için fazla demineralizasyona bağlı yetersiz rezin monomer infiltrasyonu oluşumu da engellenir (260). Smear tıkaçları uzaklaştırılmadığı için oluşan rezin taglarıyla

iyi bir sızdırmazlık sağlandığı (261) ve işlem sonrası hassasiyetin total pürüzlendirmeli sistemlere göre daha az olduğu öne sürülmüştür (262).

Self-etch sistemlerin bünyesindeki suda çözünen asidik monomerler smear tabakası ve tıkaçlarını modifiye ederek mine ve dentinde demineralizasyon meydana getirirler. Eş zamanlı olarak oluşan monomer difüzyonu ile hibrit tabaka oluşur (263). Oluşan hibrit tabaka içinde bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelen modifiye olmuş smear tabakası da mevcuttur (261). Smear tabakasının modifiye edilerek bırakılması ile pulpayı koruyan ve dentinal sıvı akışını önleyen doğal bariyer özelliği korunarak altındaki dentinin demineralizasyonu sağlanmış olur (264).

Smear tabakası ile kaplı dentine self-etch primerler uygulandığında, smear tabakasından mineraller çözünür ve alttaki sağlam dentinde yaklaşık olarak 0.5-1,5 µm derinliğinde pürüzlendirilmiş alan meydana gelir. Bu sistemlerle çok ince bir hibrit tabaka (1-2 µm) oluşmasına rağmen kayda değer bağlanma kuvvetleri ve çok az mikrosızıntı değerleri rapor edilmiştir (251, 265, 266). Bununla birlikte, self-etch primerlerin pürüzlendirme yeteneği, substratın tamponlama kapasitesiyle ters ilişkilidir. Bu durum minede gözlenen düşük bağlanma kuvvetlerine yol açabilmektedir. Ayrıca, primer ajanlar smear tabakası boyunca pürüzlendirme sağladığı için smear tabakasının kalınlığındaki farklılıklar, bağlanmanın kalitesini etkileyebilmektedir. Smear tabakasının kalınlığına bağlı olarak self-etch primerler smear tabakasının altındaki sağlam dentine ulaşamayabilirler ve bu sayede bağlanma olumsuz etkilenebilir (247).

Self-Etch Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması:

Self-etch adeziv sistemler asiditelerinin şiddetine göre hafif, orta ve güçlü olmak üzere üç kategoride sınıflandırılmaktadır (261, 262). Bununla birlikte, bazı araştırmacılar bu sınıflamayı hafif ve güçlü şeklinde sınıflandırmışlardır (210, 267). Güçlü olarak sınıflandırılan self-etch adezivler çok düşük pH değerine (pH<1) sahiptirler (262, 268). Bu sebeple, smear tabakasını ve smear tıkaçlarını tamamen çözerler ve mine ve dentinde total pürüzlendirmeli adeziv sistemlere benzer bir bağlanma mekanizması ve ara yüz morfolojisi sergilerler (261, 262, 268). Ancak, çözünmüş olan kalsiyum

fosfat, total pürüzlendirmeli sistemlerdeki gibi yıkanarak uzaklaştırılmaz. Düşük hidrolitik stabiliteye sahip olan kalsiyum fosfat, kollajenle stabil bir kimyasal etkileşim elde edilmesini engelleyerek, ara yüz bütünlüğünü ciddi şekilde zayıflatır (269).

Hafif olarak sınıflandırılan self-etch adezivlerin pH değeri 2 civarındadır. Bu sistemler dentin yüzeyini kısmen çözerler ve dentini ancak 1µm derinliğe kadar demineralize edebilirler. Bu nedenle hibrit tabaka içerisinde önemli miktarda hidroksiapatit kristalinin kalmasına neden olurlar (26, 270, 271). Buna rağmen hibridizasyon yoluyla mikromekanik kilitlenme sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülüğü elde edilir. Hafif self-etch adeziv sistemlerle meydana gelen hibrit tabakanın kalınlığı daha az olsa da, hibrit tabaka kalınlığının dentine bağlanmada çok önemli olmadığı bildirilmiştir (268, 272). Ayrıca, hibrit tabaka içerisinde bulunan hidroksiapatitin, kimyasal bağlanma için reseptör görevi gördüğü belirtilmektedir (210). Self-etch adeziv sistemlerde yer alan 4-MET (4-metakriloksietil trimellitik asit) gibi karboksilik asit bazlı monomerlerin, fenil-P (2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat) gibi fosfat bazlı monomerlerin ve 10-MDP'nin (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) hidroksiapatitin kalsiyumuna kimyasal olarak bağlanma potansiyeli mevcuttur (270). Bunun sonucunda oluşan kalsiyum karboksilat ve kalsiyum fosfat bağları hidrofilik ortamda uzun süre daha stabil kalabilmektedir (210). Sonuçta, mikromekanik ve kimyasal olarak gerçekleşen çift yönlü bağlanma, restorasyonun dayanıklılığı açısından önem taşımaktadır. Mikromekanik bağlantı, restorasyonun ani koparma streslerine karşı koymasını sağlarken, kimyasal bağlantı ise hidrolitik yıkıma karşı direnç göstermektedir (26). İlâveten, kollajenin hidroksiapatit ile çevrili olması kollajeni hidrolizise, bağlanmayı da erken bozunmaya (degradasyona) karşı daha iyi koruyabilmektedir (203, 260, 273). Hafif self-etch adezivlerin mineye bağlanma potansiyelleri zayıftır (210).

Bazı araştırmacılar pH değeri 1-2 arasında değişen yeni self-etch primerleri orta derecede güçlü (*intermediary strong*) olarak sınıflandırmaktadırlar. Orta derecede güçlü self-etch primer uygulaması ile hibrit tabakada en üst kısmı tamamen, tabanı ise kısmen demineralize olan iki katlı yapı gözlenir

(210). Total pürüzlendirmeli veya “güçlü” self-etch sistemler ile, açığa çıkan kollajen fibril ağından alttaki etkilenmemiş dentine ani bir geçiş gözlenirken; orta derecede güçlü self-etch sistemler ile, hibrit tabakanın en derin bölgesi dahi hidroksiapatit içerdiği için hibrit tabakadan alttaki etkilenmemiş dentine kademeli bir geçiş gözlenir. Orta derecede güçlü self-etch adezivler, hafif self-etch adezivlere göre daha düşük pH değerine sahip oldukları için, mine ve dentinde daha iyi bir mikromekanik kilitleme sağlanır. Ayrıca, hibrit tabakanın tabanında bulunan hidroksiapatit, kimyasal intermoleküler etkileşime olanak tanır (210). Orta derecede güçlü self-etch adeziv uygulaması ile 1-2 µm’lik etkileşim derinliği elde edilir (269).

Bazı araştırmacılar, dentinde birkaç yüz nanometre (yaklaşık 300 nm) düzeyinde etkileşim gösteren ve pH değeri yüksek olan ($pH > 2.5$) self-etch adezivleri “ultra-hafif” olarak sınıflandırmaktadır (274).

Self-Etch Adeziv Sistemlerin Süt Dişlerinde Kullanılması:

Self-etch adeziv sistemlerin özellikle daha kalın bir prizmatik tabakanın bulunduğu süt dişi minesinde yeterli pürüzlenme ve kalıcı mikromekanik bağlantı sağlayabildikleri konusunda fikir birliği yoktur (223, 225). Bununla birlikte, self-etch adeziv sistemlerin pH’ları ile uyumlu bir şekilde süt dişi minesini pürüzlendirebildikleri ancak öncesinde mine yüzeyinin frezle preparasyonunun pürüzlendirme paternini önemli oranda etkilediği bildirilmiştir (275).

Düşük pH değerine sahip olan self-etch sistemler ile süt dişi dentininde derin bir demineralizasyon meydana gelebilmektedir (253). Bu sebeple, özellikle yüksek pH’a sahip sistemlerin süt dişi dentininde daha kısa süreli uygulanması önerilmektedir (255).

2.8. Mikrosızıntı

Süt ve daimi dişlere uygulanan restorasyonların başarılarını etkileyen faktörlerin başında kenar sızıntısı gelmektedir. Kenar sızıntısı, restorasyon ile diş dokuları arasından bakteri, sıvı, molekül ve iyonların mikroskobik olarak geçişi şeklinde tanımlanmaktadır ve dişlerde renk değişikliği, hassasiyet, ikincil çürük ve pulpa hasarına neden olmaktadır (276-278). Mikrosızıntının

nedenleri arasında restorasyon maddesi ile diş dokuları arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığı, materyalinin polimerizasyonu esnasında büzülmesi, zamanla dolgu yüzeyinin aşınması, dolgunun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, dolgu yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizliği sayılmaktadır (279-281).

Çocuk ve yaşlı hastalarda sık rastlanan servikal çürükler, diğer kavite tiplerine oranla mikrosızıntıdan daha fazla etkilenmektedirler. Bu durum servikal bölgedeki mine kalınlığının yetersizliği, bu bölgedeki mine prizmalarının sayısı ve doğrultularının farklı olması gibi, histo-morfolojik yapı farklılıkları, devamlı bir cep sıvısı akışının olması veya değişik sebeplerle gelişen nem kontaminasyonu gibi sebeplerle açıklanmaktadır (282). Süt dişlerinin farklı histomorfolojik özelliklerinden dolayı, servikal restorasyonlarda bu başarısızlıklar daha da artmaktadır (282).

Smear tabakası, döner uçlu aletlerle dentinin kesilmesi sonucu meydana gelen debrislerin yüzeye çökmesiyle oluşan tabakadır. Bu tabaka, 0,5µm.'den 15 µm.'ye kadar kalınlığı değişen hidroksilapatit kristalleri, denatüre kollogen artıkları, kan, mikroorganizmalar ve tükürük içeren organik bir yapıdır. Diffüzyon bariyeri olarak görev yapan smear tabakası, ağız sıvılarının, bakterilerin, pulpaya diffüzyonuna engel olur, dentin tübüllerini tıkar, dentin geçirgenliğini % 80-85 oranında azaltır. Smear tabakası, alttaki dentine koheziv bağlarla bağlı olduğu için, mekanik olarak zor kaldırılır. Bu tabakanın varlığı; dentin ile restorasyon arasında mikrosızıntıyı artırıp, adezyonu azaltıcı etki göstermektedir (235, 283).

Mikrosızıntı açısından restoratif materyallerin fiziksel özellikleri önemli bir parametredir. Restoratif materyallerin sertleşmesi sırasında görülen polimerizasyon büzülmesi, restoratif materyal ile diş dokuları arasındaki ısı genleşme katsayısındaki farklılık, ve restorasyon materyalinin su absorpsiyonu mikrosızıntı açısından klinik başarıyı etkileyen faktörler olarak bildirilmiştir (284-286).

Estetik rezin restoratif materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve

%1,5-3 arasında değişebilen hacimsel bir büzülme söz konusudur (287-289). Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler Şu Şekilde sıralanabilir;

1. Kavite Geometrisi

Konfigürasyon Faktörü (C-Faktör): Kompozit materyaller, polimerizasyon esnasındaki büzülmeleri nedeniyle strese ve deformasyona maruz kalırlar. Polimerizasyon stresi, diş ve restorasyon arasında oluşan adeziv bağlantıyla ilişkilidir. Konfigürasyon faktörü restorasyonun bağlı yüzeylerinin bağlı olmayan yüzeye oranı olarak tanımlanmaktadır. C-faktörü ne kadar yüksek ise, büzülme streslerinin telafisinin o kadar zor olacağı bildirilmiştir (135, 290). Konfigürasyon faktörü 1.0 ın altındaysa büzülme stresleri azalır, 3.0'ın üzerinde stres değerleri hızla artar (291).

Kavite Boyutu: Polimerizasyon büzülmesini kavitenin genişliği ve derinliği de etkilemektedir. Kavite ne kadar dar ve yüzeyel ise diğer bir deyişle uygulanacak kompozit hacmi ne kadar az ise büzülme de o kadar az olmaktadır (7, 292). Kompozit restorasyonların altına uygulanacak yeterli kalınlıkta bir elastik kaide materyalinin polimerizasyona bağlı boyutsal deęiŐimin etkilerini bir miktar önleyebildiği iddia edilmekle birlikte, dentin bağlayıcı sistemlerin de benzer Şekilde ara yüz boyunca düzgün bir Şekilde yer aldığı ve diş yapısına penetre olduğu sürece etkili bir elastik bariyer olabileceği bildirilmiştir (7). Restorasyonun boyutu tek parŐa halinde yerleŐtirme tekniği (bulk tekniği) uygulandığında daha da önemli hale gelmektedir (7, 293).

2. Uygulama Tekniği

Tabakalar Halinde YerleŐtirme: Polimerizasyon büzülmesini olumlu yönde etkileyen diğer bir yöntem ise kompozit materyalin kŐk parŐalar halinde uygulanmasıdır. Bu sayede kŐk parŐalar halinde kaviteye yerleştirilen kompozit materyaller birbirinden bağımsız olarak polimerize olmakta ve her bir parŐanın büzülmesi sonraki parŐa tarafından kompanse edilerek büzülme önemli lŐde azaltılabilmektedir (7, 287, 290).

Kullanılan Işık Tipi ve Yöntemi: Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerde, 450- 500 nm dalga boyundaki mavi renkteki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan inisiyatörler bulunmaktadır. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır. Polimerizasyonun başarısı için uygulanan kompozit rezin içinde bulunan kamforokinon moleküllerinin tamamının ışığı yeterli güçte absorbe etmesi gereklidir. Bu başarı ise; ışık cihazının gücü, ışığın uygulanma süresi, ışık cihazı ile kompozit rezin arasındaki mesafe, kompozit rezinin rengi ve uygulama kalınlığı gibi birçok etkene bağlıdır. Geleneksel olarak kullanılan ışık cihazları için temel olarak iki önemli faktör vardır (294). İlki, ışığın gücü ikincisi ise ışığın uygulama süresidir. Daha güçlü ışık daha fazla ışığa hassas molekülün etkilenmesi demektir. Işığın gücü; birim alana düşen enerji miktarıyla ölçülür. Geleneksel olarak kullanılan ışık cihazları için, ışık gücünün en az 400 mW/cm² (miliwatt/santimetrekare) olması istenir. Işığın uygulanma süresi ise, en fazla 2 mm kalınlığında rezinin her bir tabakası için en az 40 saniye, koyu renkli rezinlerde ise, sürenin artırılması gerektiği söylenmektedir (295, 296).

Plazma arc (PAC, xenon) ve lazer gibi yüksek şiddette enerji veren ışık kaynakları polimerizasyon hızını arttırarak, polimerizasyon süresinin kısalmasına izin vermektedir. Bununla birlikte polimerizasyon hızının artmasıyla, pre-jel faz süresi azalmakta ve buna bağlı olarak polimerizasyon büzülme stresleri artabilmektedir (289, 297, 298). Plazma arc ışık kaynaklarında ışık iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlamasıyla ortaya çıkmaktadır. Plazma arc ışık kaynakları 470 nm dalga boyunda yüksek ışık enerjisi sağlayabilmesiyle karakterizedir. Plazma arc sistemle daha yüksek şiddetli ışık sağlanmasına uygun olarak restoratif materyalin birim hacmindeki inisiyatör miktarının arttırılmasıyla polimerizasyon hızı arttırılabilmektedir. Yüksek ışık şiddeti sayesinde, halojen ışık kaynaklarıyla ışıkla polimerize olan rezinlerin 40 saniye ışınlanması gerekirken, plazma arc ışık ünitleriyle 3-10 saniyelik ışınlama polimerizasyon için yeterli olabilmektir (298-302).

Işık kaynağının pozisyonu, ışığın şiddeti üzerindeki etkisi nedeniyle oldukça önemli bir faktördür. Işığın iletilirken kayba uğraması veya yüzeylerden yansımaları, ışık uygulamasının dış yüzeyinden yapılması ışık şiddetinin etkinliğini önemli ölçüde etkilemektedir.

Işığın uzak mesafeden uygulanması da ışık şiddetinin etkinliğini belirleyen diğer bir faktördür. Işık uygulama ucunun kompozit yüzeyinden 10 mm uzaklaştırılmasının ışık şiddetini %50 oranında azalttığı belirtilmektedir (301, 303). Günümüzde polimerizasyon etkinliğini artırmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak için en çok kullanılan ışık uygulama yöntemleri;

- Hızlı, yüksek ışık şiddeti ile polimerizasyon,
- Düşük ışık şiddetiyle başlangıç polimerizasyonu yapılarak, yüksek ışık şiddetiyle son ışık uygulamasının yapıldığı “soft-start” polimerizasyon,
- Kısa süreli bir ışık uygulamasıyla başlangıç polimerizasyonu yapılmasını takiben birkaç dakika bekledikten sonra son ışık uygulanmasını içeren “pulse-delay” yöntemidir (289, 304, 305).

Kavite Taban Materyallerinin Kullanılması: Polimerizasyon büzülmesine bağlı streslerin azaltılmasında uygulanan diğer bir yaklaşım ise kavite taban maddeleri ve linerların stres absorbe edici olarak kullanılmasıdır (306). Liner materyallerinin kullanılması ile büzülme streslerine karşı elastik bir bariyer oluşturulabileceği ve streslerin daha eşit bir şekilde dağılacağı belirtilmiştir (130). Ayrıca liner ve kavite taban maddelerinin kullanılması ile restoratif materyal miktarı azaltılarak polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanacağı bildirilmiştir (306).

3. Restoratif Materyal

Elastisite Modülü: Dentin ve minenin elastisite modülü kompozit materyalden daha yüksektir. Minenin elastisite modülü 33,6 GPa iken dentinin 11,7 GPa ve birçok kondanse edilebilir kompozit materyali için elastisite modülü değeri 10,5 GPa'dır (307). Düşük bir elastisite modülünün zayıf bağlar sergileyeceği ve materyalin yerleştirilmesinden sonra çekme ve basınç kuvvetleri altında bozulabileceği belirtilmiştir (285, 293). Partikül

miktarı fazla olan kompozitlerin elastisite modülleri yüksek olduğu için hacimsel büzülme miktarının azalacağı, buna bağlı olarak da kompozit-dentin ara yüzeyinde büzülme streslerinin artacağı bildirilmiştir (7, 308). Dentin adeziv uygulaması, kavite duvarı ile kompozit arasında elastisite modülü düşük yapay bir elastik duvar oluşturarak büzülme streslerini azaltacağı bildirilmiştir (7).

Boyutsal Değişim: Kompozit materyallerin sertleşme reaksiyonu sonucunda gözlenen hacimsel büzülmenin; kompozitin monomer yapısına, doldurucu içeriğinin tipine ve yoğunluğuna, katalizör sistemlerine, kompozit rezinin rengine, transparantlığına, polimerlerin çapraz bağlarının derecesine bağlı olduğu saptanmıştır (293, 309). Polimerizasyonları kimyasal yolla başlatılan kompozit materyallerde polimerizasyon, restorasyonun en derin bölgesinden başlayarak materyalin merkezine doğru bir büzülme gösterir (7, 290). Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozit materyallerde ise, polimerizasyon ışık kaynağına en yakın yerden başlar ve materyalin ışık kaynağına bakan dış yüzeyine doğru bir büzülme görülür (290, 310). Polimerizasyon büzülmesini etkileyen diğer bir faktör de inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüdür. Daha büyük partikül boyutunda daha fazla büzülme meydana gelirken küçük partiküllü kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin daha az görüldüğü bildirilmiştir (287, 311, 312).

Diş dokusu ve kompozit arasındaki termal genleşme katsayısı farkı fiziksel özellik bakımından diğer bir farklılıktır. Kompozit materyallerin termal genleşme katsayıları, diş yapısından farklı olduğu için ağız içi termal ısı değişimleri karşısında, restorasyonların mine ve dentinden daha fazla genleşme ve büzülmeye eğilimli olduğu bildirilmiştir (286, 313-315).

Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül miktarı da polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir faktördür. Genel olarak, daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelir (287, 311, 312). Bu durum, doldurucu partikül hacminin daha az, resin matriks hacminin daha fazla olmasıyla açıklanabilmektedir. Doldurucu partiküller katı oldukları için boyutsal değişikliğe uğramazken, sıvı

formdaki rezin matrisin jel formdan katı forma geçiş sırasında monomerlerin birbirine bağlanması ve fiziksel deformasyon nedeniyle büzülürler (311).

Rezin matrisin kimyası polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir faktördür. Farklı monomer ve katalizör yapılarının materyalin polimerizasyonunu ve polimerizasyon büzülmesini değiştirdiği gösterilmiştir. TEGDMA içeren rezinlerin polimerizasyon büzülme miktarları daha fazla olmaktadır. TEGDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomerdır. Daha küçük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakla ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir (311).

Polimerizasyon sırasında ortaya çıkan egzotermik ısı da polimerizasyon reaksiyonunu hızlandırarak büzülmeyi artırır. Bu ısı reaksiyona giren monomer miktarına bağlıdır. Büzülmeyi arttıran bir başka etken ışık kaynağından yayılan ısıdır. İlk 20 saniye içinde hızla artan ısı (42°C) yaklaşık 50 saniye sonra ortadan kalkar (7).

Servikal restorasyonlar, dişeti dokusuna yakınlıklarının nem kontrolünü güçleştirmesi ve yoğun abfraksiyon kuvvetlerine maruz kalmaları nedeniyle uzun vadede yüksek klinik başarı elde edilmesi zor vakalar olarak değerlendirilmektedir (316). Bu nedenle servikal lezyonların mikrosızıntıyı en aza indirecek şekilde restorasyonu, günümüz çalışmalarının en önemli amacı olmuştur (317).

Klinik araştırmalar, bir materyalin etkinliğini değerlendirmede daima en güvenilir yöntemdir. Ancak, bu çalışmalar çoğunlukla zaman alıcı olup standardizasyonu güçtür. Estetik restoratif materyaller ve dentin adezivleri hızla geliştiğinden, klinik araştırmalar ile bu materyalleri test etmek gittikçe zorlaşmaktadır. Bunun sebeplerinden birisi materyalin uzun dönemli başarısı kanıtlanana kadar daha gelişmişlerin üretilmesi veya materyalin tamamen piyasadan kaldırılmasıdır. Bu sebeple *in vitro* testlerle materyallerin başarılarının değerlendirilmesi kaçınılmazdır. Bu testlerle elde edilen sızıntı değerleri teorik olarak klinikte oluşabilecek maksimum mikrosızıntı hakkında bilgi verebilir (318). Bu nedenle, kenar sızıntısı; diş-restorasyon ara

yüzündeki boşlukların tespiti, restoratif materyallerin erken dönemde değerlendirilmeleri için halen en etkin deney yöntemleri olarak kabul edilmektedir. Kenar sızıntısının tespitinde, görsel yöntemler ve penetrasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Görsel yöntemlerde, SEM yardımıyla dolgu ile diş dokularının uyumu incelenmekte, penetrasyon yöntemlerinde ise boyayıcılar, kimyasal işaretleyiciler, radyoizotoplar, bakteriler veya basınçlı havanın diş-dolgu arayüzüne yaptığı sızıntının miktarı stereo mikroskop yardımı ile tayin edilmektedir (319). Bütün bu yöntemler arasında boya penetrasyon yöntemleri, kolay bulunabilir ve ucuz olmaları, kimyasal reaksiyon ve radyasyona ihtiyaç göstermemeleri ile toksik olmamaları gibi avantajları nedeniyle en çok tercih edilen yöntemlerdir (319-321).

2.8.1. Kenar Sızıntısı Belirleme Yöntemleri

2.8.1.1. Klinik Yöntemler

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin klinik performansını değerlendirmek için standart ölçütler gereklidir (322). Ryge kriterleri, bu bağlamda günümüze dek pekçok araştırmacı tarafından kullanılan bir ölçüm skalasıdır (183, 323-328). Dr. Gunnar Ryge (329) bu ölçüm skalasını, 1971 yılında Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi'nde (United States Public Health Service-USPHS) çalıştığı dönemde geliştirmiştir (330). Bu nedenle, Ryge kriterleri USPHS kriterleri olarak da bilinmektedir.

Ryge kriterleri, restoratif materyallerin estetik ve fonksiyonel performansını yansıtmak üzere tasarlanmıştır. Bu kriterler; renk uyumu, kenar renklenmesi, anatomik form, kenar uyumu ve ikincil çürüktür (330). Ryge kriterlerinin derecelendirilmesinde, araştırmacının sözle ifadesi sırasında yanlış anlaşılmalara önlenmesi için "*Alfa (A), Bravo (B), Charlie (C), Delta (D) ve Oscar (O)*" şeklinde fonetik kod kelimeleri kullanılmaktadır (330). "*Alfa ve Bravo*", klinik olarak tatmin edici restorasyonları tanımlamak için kullanılmaktadır. "*Alfa*" mükemmel, "*Bravo*" ideal restorasyonları, "*Charlie ve Delta*", kabul edilemeyen ve yenilenmesi gereken restorasyonları tanımlamaktadır. "*Charlie*" kodu alan bir restorasyonun dişe ve çevre dokulara zarar vermemesi için koruyucu nedenlerle yenilenmesi gerekirken,

Delta kodunu alan bir restorasyonun derhal yenilenmesi gerekmektedir. Restorasyonla ilgili ölçüm yapılamayan durumlarda ise “*Hotel*” kodu verilir (331). Renk uyumuna 18 inçlik (45.72 cm) mesafeden bakılarak karar verilmektedir. Bu mesafe yakın konuşma mesafesine eşdeğerdir. Metalik restorasyonlarda renk uyumu ve kenar renklenmesi değerlendirilmesi yapılmamaktadır (331).

Ryge kriterleri, amalgam dışındaki direkt restoratif materyallerin klinik ömrünün sınırlı olduğu bir dönemde tasarlanmıştır. Bu sebeple araştırmacılar, restoratif materyallerdeki gelişime paralel olarak, kriterlerin daha ayırt edici olabilmeleri açısından bazı değişiklikler yapmışlardır. Araştırmacıların yapılan değişikliklere ithafen “*Modifiye Ryge kriterleri*” olarak adlandırdıkları ölçütler altında pek çok kriter bulunmaktadır (Tablo 2.1). Bu kriterlerden en sık kullanılanlar:

- Renk uyumu,
- Aşınma (anatomik form ile ilişkilendirilerek değerlendirilmiştir) (325, 326),
- Kenar uyumu (325, 326, 332, 333),
- Yüzey yapısı (325, 326, 332),
- Kenar renklenmesi (325),
- Restorasyonun retansiyonu (326, 334),
- Diş kırığıdır (334). Çürük değerlendirmesi; kenar çürüğü (332), ikincil çürük (323, 325, 334) veya rekürent çürük (326, 333) gibi farklı isimler altında yapılmıştır.

Ryge kriterlerinin yaratıcısı Dr. Gunnar Ryge tarafından 1980 yılında, hekimleri klinik değerlendirme ve karar verme açısından kalibre ve standardize etmek için R (*Romeo*), S (*Sierra*), T (*Tango*) ve V (*Victor*) harflerinin kullanıldığı yeni bir skollama sistemi tanımlanmıştır. Buna göre, restorasyonların kalitesini değerlendirmek için en çok kullanılan kriterler olan yüzey ve renk, anatomik form ve kenar bütünlüğü için yeni bir skollama sistemi yapılmıştır (331). Ancak, literatürde bu skollama sisteminin kullanıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Hickel ve diğ. (322) tarafından 2007 yılında, *Clinical Oral Investigation*, *Journal of Adhesive Dentistry* ve *International Dental Journal* isimli dergilerde eş zamanlı olarak FDI kriterleri olarak tanımlanan yeni kriterler diş hekimliği literatürüne tanıtılmıştır.

FDI kriterlerinin tanıtıldığı makalelerde, klinik çalışmalarda sadece restorasyonları değerlendirme ölçütlerinin yer alması eleştirilerek çalışmanın nasıl yürütüldüğü ve vaka seçimi ile ilgili yeterli bilginin de verilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Bu görüşe göre, bir klinik çalışma planlanırken hastaların çalışmaya dahil olma ve olmama kriterleri listelenmeli, kontrol grubu tanımlanmalı ve hastaların randomizasyonu yapılmalıdır. Hastaların brüksizm gibi alışkanlıkları, ağız hijyeni alışkanlıkları, tıbbi durumları ve çürük risk seviyeleri de dikkate alınmalıdır (322, 335, 336).

FDI kriterleri estetik, fonksiyonel ve biyolojik özellikler olmak üzere 3 kategori altında toplanmıştır. Kategorilerin altında alt kategoriler yer almaktadır.

Estetik özellikler kategorisinde:

- Yüzey parlaklığı ve pürüzlülüğü
- Yüzey ve kenar renklenmesi
- Renk uyumu/stabilitesi ve translusensi
- Anatomik form

Fonksiyonel özellikler kategorisinde:

- Restoratif materyalin kırılması ve restorasyonun retansiyonu
- Kenar uyumu
- Aşınma
- Proksimal kontakt noktası ve yiyecek birikimi (*food impaction*)
- Radyografik muayene
- Hasta memnuniyeti

Biyolojik özellikler kategorisinde:

- İşlem sonrası hassasiyet ve diş vitalitesi
- Başlangıç patolojinin tekrarı (ikincil çürük, erozyon, abrazyon/ abfraksiyon)
- Diş çatlağı veya kırığı
- Restorasyonun periodonsiyuma etkisi
- Restorasyonla direkt temasta olan yumuşak dokudaki lokalize reaksiyonlar
- Oral ve somatik / psikiyatrik semptomlar alt kategorileri yer almaktadır.

Kategorilerin altında yer alan her alt kategori için 1'den 5'e kadar skorlama yapılmaktadır (322). Buna göre;

1. Klinik olarak çok iyi
2. Klinik olarak iyi (restorasyon düzeltildikten sonra çok iyi)
3. Klinik olarak yeterli / tatminkar (dişe zarar vermeden düzeltilemeyen ancak bırakıldığında olumsuz etkisi olmayacağına karar verilen minör hatalar var)
4. Klinik olarak yetersiz (restorasyonun tamiri gerekiyor)
5. Klinik olarak zayıf (yenileme gerekiyor) anlamına gelmektedir (322).

Alt kategoriler arasında en yüksek skor, ait olduğu ana kategorinin skorunu belirlemektedir. Buna göre bir restorasyonun estetik, fonksiyonel ve biyolojik olmak üzere üç esas skoru belirlenir. Restorasyonun final skoru ise bu üç kategoriye ait skorun en yüksek olanıdır (322).

FDI kriterlerinden Skor 1 ve 2, Ryge kriterlerinin Alfa koduna tekabül etmektedir. Skor 3 Bravo'ya, skor 4 Charlie'ye, skor 5 Delta'ya eşdeğerdir. Bununla birlikte, 4 skoru alan bir restorasyon tamir edilebilirken, 5 skoru alan bir restorasyonun yenilenmesi gereklidir (322).

FDI kriterlerinde 4 skoru alan restorasyonlarda tavsiye edilen bir yaklaşım olan tamir işlemi, minimal invaziv bir yaklaşımdır. Tamir gerektiren

bir restorasyon başarısız olarak kabul edilir, fakat alt grup olarak değerlendirilmeye devam edilir. Restorasyonlarda tamir yapılmasını gerektiren durumlardan bazıları şunlardır (322):

- Restorasyon kenarlarında açıklık veya renklenme
- Altında derin çürüğü olmayan ikincil çürükler
- Restoratif materyalde ılımlı renklenme, yüzey parlaklığının kaybı veya artmış yüzey pürüzlülüğü
- Restoratif materyalde kırık
- Minede kırık.

Nötron Aktivasyon Analizi:

Bu teknik; mikrosızıntının *in vitro* ve *in vivo* ölçülebilmesine olanak sağlar. İn-vivo olarak restorasyonun kenarına Manganez (Mn) gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip, daha sonra çekilen dişin nükleer reaktörde 'Mn25' ile bombardımana uğratılarak kenar sızıntısının belirlenmesi yöntemidir (337). Bu metodun sonuçlarının kantitatif olduğu ancak bazı dezavantajlarının olduğu gösterilmiştir. Bu yöntem mikrosızıntının lokalizasyonu hakkında bilgi vermez. Ayrıca pahalı olması, hassas bir çalışma gerektirmesi ve radyasyon tehlikesi nedeniyle mikrosızıntı çalışmalarında kullanımı pratik değildir. Ayrıca, diş içinde manganez bulunması, sonuçların değişmesine sebep olabilir. Bu teknik, restorasyonun hangi noktada sızdırdığını ya da restorasyon marjini haricinde nereden manganez absorpsiyonu olduğunu göstermez (5, 337).

2.8.1.2. İn-Vitro Yöntemler

Boya Penetrasyon Yöntemi:

Mikrosızıntının ölçümünde en çok tercih edilen, lineer analiz yöntemlerinden biridir. Boya penetrasyon yöntemi mikrosızıntı tespiti için kullanılan en eski yöntemlerden olup, kolay ve basit uygulaması nedeniyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır (338). Bu yöntemde, kenar sızıntısının tespit edilebilmesi için özel boyalar kullanılmaktadır. Daha önce organik

boyalar kullanılırken, floresan boya ların geliştirilmesi ile tekniğin kullanımı da artmıştır. Bu amaç için kullanılan boyalar, solüsyon veya farklı boyutlarda partikül içeren süspansiyonlar şeklindedir (339). Bu çalışmalarda dentin geçirgenliği önemli bir faktördür. Dentin tübüllerinin sayısı ve çapı pulpaya yaklaştıkça artar. Bu nedenle kullanılan boya partiküllerinin çapının dentin tübüllerin çapından daha büyük olması istenmektedir (1-4 µm) (5, 320, 340).

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (% 0.2-2), bazik fuksin (%0.5- 2), florosan (%2-20), kristal viyole (%0.05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0.25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0.2), fosforikasit (%37), akridin turuncusu (%0.1)'dur (340-344). Fosfat ilavesiyle tamponlanmayan metilen mavisinin asidik yapıda olduğu ve insan dişindeki kalsiyumu çözerek mikrosızıntı sonuçlarını yanıltacağı ifade edilmiştir. Boyaların hazırlanma yöntemi de çok önemlidir. Örneğin bazik fuksinin özellikle propil glukol alkol de çözünmesi ile elde edilen solüsyon çürük dentine bağlanma özelliğine sahiptir. Böyle durumlarda dentinin boyanması hatalı yorumlanabilir (345). Mikrosızıntı çalışmalarında dentinin boyanması ile kavite duvarı ve restorasyon materyali arasındaki boşluğun boyanması ayırt edilebilmelidir (320).

Bu yöntemde, çekilmiş dişlere restorasyon yapıldıktan sonra kök uçları bir rezin materyali ile kapatılır ve mikrosızıntısına bakılacak bölge dışında kalan tüm yüzey, tırnak cilası gibi bir izolan ile kapatılır. Daha sonra kullanılan boya maddesinin cinsine ve hazırlanan yoğunluğuna göre örnekler belirli bir süre bu solüsyonun içerisinde bırakılır (346, 347). Oda sıcaklığında, uygun süre boya içinde bekletilen örnekler akan su altında yıkanır ve çevresindeki izolan madde temizlenir (5, 26, 210, 320, 348). Örnekler daha sonra şu yöntemden birisi kullanılarak incelenir;

a) Kesit Alma Yöntemi: Örneklerden kesit alınarak veya aşındırma yapılarak arzu edilen bölgelerden binoküler mikroskop altında boyanın ne kadar penetre olduğuna bakılarak ölçümü yapılır (320). Sınıf V servikal restorasyonlarda tek bir kesitle güvenilir bir şekilde diş restorasyon arayüzündeki en derin boya penetrasyonunu görebilmek mümkün değildir. Üç kesit alınması ile *in vitro* mikrosızıntı çalışmaları daha güvenilir bir şekilde

değerlendirilebilir (349).

b) Şeffaflaştırma Yöntemi (Dehidratasyon- Demineralizasyon): Bu yöntemde, dişler önce 48 saat kadar %5'lik nitrik asitte bırakılarak dekalsifiye edilir. Bunu takiben 24 saat boyunca %80'lik etil alkolde, ardından 2 saat %90'lık etil alkolde ve son olarak 3 saat %100'lük etil alkolde bırakılarak dehidrate edilir. Bu aşamadan sonra 24 saat metil salisilatta bırakılan dişler tamamen şeffaf (demineralize) hale getirilmiş olur (350, 351). Şeffaflaştırarak boya penetrasyonun görünür hale getirildiği örneklerde sızıntı miktarının tespit edilmesi ve değerlendirilmesi için fotoğraflanarak kayıt alınır (352).

c) Volümetrik Ölçüm Yöntemi: Bu yöntemde boya solüsyonundan çıkarılan dişler nitrik asit solüsyonunda çözdürülür. Spektrofotometre aleti kullanarak asit içerisindeki boya konsantrasyonuna bakılarak sızıntı miktarı kantitatif olarak değerlendirilir (353).

Boya penetrasyon yöntemi teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir ve sonuçların değerlendirilmesi standardizasyon gerektirir. Boya penetrasyon yönteminin avantajları; kimyasal reaksiyona ve radyasyona gerek duyulmamasıdır. Ayrıca boyalar ucuzdur ve kolay temin edilebilirler, hızlı ve direk ölçüm yapılabilmesini sağlarlar (341). Bu yöntemin en önemli dezavantajları; kesit alma işleminden dolayı diş örneklerinin zarar görmesi ve tekrar inceleme yapılamaz duruma gelmesi ve üç boyutlu olan sızıntının yalnızca iki boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğundaki farklılaşmaların belirlenememesidir (5, 341, 348). Bu sorunun giderilebilmesi için araştırmacılar genellikle iki farklı bölgeden aldıkları kesitler üzerinde inceleme yaparlar ya da şeffaflaştırma yöntemini kullanırlar (339).

Yapılan boya sızıntısı çalışmalarında kök kanalında sıkışan havanın boya penetrasyonunu etkilediği ve bu nedenle de ölçümlerin tam olarak doğru olamayabileceği sonucuna varılmıştır. Kron ve apikal kısmı açıkta bırakılan kök kanallarında bile, kanalın içerisine sıkışan havanın boyanın kanal boyunca ilerlemesini engellediği belirtilmektedir. Kanal boyunca boyanın penetrasyonu kapiller kuvvetlerle olmaktadır, dolayısıyla bu boşluklarda sıkışmış havanın kapiller hareketi engelleyebileceği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (354-356). Bu nedenle araştırmacılar boyama

yönteminin kullanılacağı çalışmalarda dişlerin boyanın içerisinde bekletilmesi yerine, penetrasyonun istenildiği bölgeden boyayı iterek kapiller basıncın etkisini en aza indirmek amacıyla vakum yönteminin uygulanmasını önermişlerdir.

Radyoaktif İzotop Yöntemi:

Boyama yönteminden sonra en çok kullanılan mikrosızıntı ölçüm yöntemidir. Bu yöntem 1951 yılında tanımlanmıştır. Bu amaçla Ca45, I131, S35, Na 22, Rb 86, C14 ve P32 izotopları kullanılmaktadır (320). Sızıntısı incelenecek olan diş izotop solusyonuna birkaç saatliğine bırakılır, sonra dişlerin incelenecek kısımlarından kesit alınır ve fotoğraf filmine aktarılır (5). Otoradyografi yöntemi alfa veya beta partiküllü bir fotoğraf filminin enerji durumunu ışığın hareketine benzer olarak şekil değiştirebilme esasına dayanmaktadır (357). Radyoizotop yöntemi uygulanan örneklerde, radyoizotopların restorasyon ile diş dokusu arasından geçişi çekilen radyografilerle gösterilir. Bu radyografilerde; izotop seçimi, ışın kaynağı ve emülsiyon maddesi arasındaki mesafe, ışınlama süresinin uzunluğu, filmin ekspoz olma süresinin uzunluğu, ışınlamadan sonra çalkalama ve yıkama gibi etkenler ayrıntıların elde edilebilmesinde önemli rol oynarlar (358).

Bu yöntemin avantajı; izotop kullanımı çok ufak sızıntıların tespitine olanak sağlamasıdır (358). Boya moleküllerinin büyüklüğü (120 µm) ile karşılaştırıldığında, izotop moleküllerinin büyüklüğünün (40 µm) daha küçük olması ve mikrosızıntı çalışmalarında radyoizotop kullanılmasının daha iyi detay vermesidir (320). Ayrıca örneklerden çekilen radyografilerle kalıcı kayıtların elde edilebilmesi ve saklanabilir olması en büyük avantajıdır (359).

Bu yöntemin en önemli dezavantajı ise; kullanılacak olan izotop seçiminden başlanarak, tüm aşamaların çok hassas bir çalışma gerektirmesi, radyoaktif madde kullanılması ve tekniğin çok pahalı olmasıdır (320). Bir başka dezavantaj ise, sonuçların subjektif olarak değerlendirilebilmesidir. Sıvı sintizasyon spektrometresi kullanılarak sonuçların objektif değerlendirilmesinin mümkün olduğunu gösteren çalışmalar da vardır (360). Aynı zamanda, dişin sert dokularında mevcut kalsiyum ile izotop solusyonu arasında pasif iyon

alışverişi oluşacağı ve marjinal sızıntının daha az tespit edileceği bildirilmiştir. Diş ve restoratif materyallerin izotopları yapılarına çekme eğilimi sızıntıda izotop dağılımlarının yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir (357, 360).

Kimyasal Ajanların Kullanılması:

Radyoaktif olmayan kimyasal ajanların sızıntı çalışmalarında kullanılabileceği ilk kez 1953 yılında Komfield (361) tarafından gösterilmiştir. Akrilik restorasyonlar çevresindeki sızıntının araştırılmasını, örneği baryum sulfat içine koyarak yapmış ve marjinal renk bozulmasının sızıntıyı gösterdiğini bildirmiştir. Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz bileşen kullanılarak, bunların reaksiyona girmeleriyle opak bir görüntü elde edilmektedir (320). Her iki kimyasal ajanın da penetrasyon yeteneğine sahip olması gerekmektedir. Yalnızca birinin küçük molekülü olması ve penetrasyonu ile görüntü elde edilmesi, dolayısıyla kenar sızıntısının belirlenmesi olanaksızdır (320). Bir bakteriyle karşılaştırıldığında gümüş iyonu çok küçüktür ve daha penetratiftir. Gümüş iyonunun sızıntısını önleyen bir teknik, bakteri sızıntısını da engeller. Fotoğraflama tekniklerinde gümüş tuzları en çok tercih edilen işaretleyicilerdir. Bunlar içinde en çok %50'lik gümüş nitrat tuzu kullanılmaktadır (362). Bunun dışında Leinfelder ve diğ. (363), çözünebilir özellikte olan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'i, pH'ı değiştirebilme özelliğinden yararlanarak sızıntı çalışmalarında işaretleyici olarak kullanmışlardır. Bu tekniğin en büyük avantajı; kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamasıdır (364). Objektif ölçümler, kantitatif veri elde edilmesi de yöntemin avantajları arasındadır. Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olma zorunluluğu ve sonuçların subjektif olarak yorumlanması ise tekniğin en büyük dezavantajıdır (365). Ayrıca gümüş nitrat tekniğinde, cam iyonomer restorasyonların gümüşü yapısına aldığı ve kendilerinin boyandığı, amalgam restorasyonlarda ise gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek, marjinal boşluk boyunca yayılmadığı tespit edilmiştir (366).

Elektrokimyasal Analiz:

Bu tekniğin esası; eksternal bir güç kaynağıyla ilişkili, elektrolit içine batırılmış iki metal arasında oluşacak elektrik akımının ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (367). Bu yöntemde, çekilmiş bir dişin kökü içine restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde bir elektrod yerleştirilir. Diş, elektrik sızıntısını engelleyecek şekilde izole edilip elektrolit solusyonuna daldırılır ve elektrik akımı uygulanır. Elektrolitik ortam olarak fizyolojik salin solüsyonu kullanılır. Akım uygulandıktan sonra elektrokimyasal örnek içinden geçen alternatif akımdaki değişiklikler ölçülerek aradaki boşluk hakkında veri elde edilir (368). Elektrokimyasal analizlerin belirli bir zaman içerisinde, belirli periyotlarda, tekrarlanabilir olması, nicel (kantitatif) ölçümlerin yapılabilmesine olanak vermesi ve örneklerle zarar gelmeden ölçüm yapılabilmesi bu yöntemin avantajıdır. Bu yöntem daha çok kök kanalındaki sızıntıların ölçümünde kullanılmaktadır. Bu teknik, metalik yapılar için uygun değildir. Detektör elektrodun kök kanalı içinde oluşan apikal mikrosızıntı ile temas etmemesi sonucu yanlış değerler elde edilmesi ise yöntemin dezavantajıdır.

Bakteriyel Mikrosızıntı Yöntemi:

Restorasyon kenarlarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanan bir yöntemdir. 1929 yılında Bakteri penetrasyonu ile kenar sızıntısı, çürük yapısı ve tekrarlayan çürükler arasında ilişki kurularak bildirilmiştir (320, 341). Yöntem, restorasyonların kenarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır (320). Bu yöntem ile genelde belli bir bakteri cinsi ve besi yeri kullanılmaktadır. Bunun için, dişler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konular ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan isaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine göre sızıntı miktarı tespit edilmektedir (340, 341, 369, 370). Bakteri sızıntısı için, kavite duvarlarıyla restorasyon materyali arasındaki açıklığın 0.5-1 µm arasında olması gerekmektedir. Daha küçük aralıklar bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin geçmesine izin vermezler. Bu da bu yöntemin en önemli

dezavantajdır (320). Ayrıca bu yöntemle elde edilen sonuçların kantitatif değil kalitatif olması da diğer bir dezavantajdır (370). Çalışmada kullanılacak bakteriyi seçerken laboratuvarında çalışmasının kolay olmasına, oral bölgeden izole edilebilmesine dikkat edilir. F. Nukleatum, S. Sanguis, S.Epidermidis ve kromopeptit floresan pigmenti içeriğinden dolayı izlenmesi kolay olmasından dolayı da P.Floresans bunlardan bazılarıdır (320, 370, 371).

Hava Basıncı Yöntemi:

Harper tarafından, 1912 yılında geliştirilen bir yöntemdir. Kök kanalı ve pulpa odası boyunca diş içine basınçlı hava uygulanıp, statik sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesini esas alan bir sistemdir (372). Bu ölçüm, uygulanan basınç sonucunda, sualtına yerleştirilen restorasyonun kenarlarından hava kabarcıklarının çıkışının mikroskopik olarak incelenmesi yolu ile gerçekleştirilmektedir (373). Ayrıca sıvı transportasyon testinde test örneğinin yeterince iyi izole edilip edilmediği küçük hava kabarcıklarının mikropipetin içerisinde hareket edip etmediğine bakılarak da kontrol edilmektedir (374).

Diş örneklerine zarar verilmemesi en önemli avantajıdır. Klinik durumu yansıtmaması ise en önemli dezavantajını oluşturmaktadır (372). Buna neden olarak, basınçlı havanın restorasyon boyunca geçerken oluşturduğu kurutucu etkinin hesaba katılmamasının olduğu bildirilmektedir (5, 320, 341). Ayrıca ayrıntılı cihazların gerekliliği, çalışmanın zor ve zaman alıcı olması ve klinik çalışmalar açısından uygun olmaması bu yöntemin zayıf yönleridir.

İnsan Serumı Sızıntısı Yöntemi:

Bu ölçüm yönteminde, kök kanal tedavisi yapılarak apikal üçte biri doldurulur ve foramen apikale dışında diş yüzeyleri kapatıldıktan sonra kanalların köklerine ayrı ayrı radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilir, köklerin 3-4mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini içerisine batırılır. Belli bir zamandan sonra kaptaki bulunan solüsyonun 5 ml'si geri çekilerek beta spektrometresinde oluşan sızıntının miktarı ölçülerek değerlendirilir (375).

SEM Analizi (Taramalı Elektron Mikroskop Analiz Yöntemi):

Boyama yönteminde kullanılan boyalardan herhangi birisiyle mikrosızıntının belirlenmesinin ardından, örneklerin SEM mikroskobunda analizi yapılarak, restorasyon materyaliyle kavite duvarları arasındaki kenar uyumunun incelenmesi esasına dayanmaktadır (376). SEM incelemeleri, görüntüyü büyütme seçeneklerinin çok fazla olması nedeniyle yüzey özelliklerini iyi yansıtmaları açısından oldukça yararlıdır ve yüzey mikro yapıyı görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristalik fazları inceleyebilme olanağı sağlar. Diğer sızıntı çalışmalarıyla beraber kullanılarak mevcut verilerin doğrulanması amacıyla kullanılabilir. Yöntemin en önemli dezavantajı; örneklerden kesit alınması esnasında oluşabilecek boşlukların ölçüm esnasında yanılığa yol açabilmesidir (320). Daha önce, taramalı elektron mikroskobu ile diş üzerinde yapılan incelemelerde karşılaşılan kurutma, kesit alma, deformasyon gibi problemler araştırmacıları bu incelemeyi başka teknikler ile uygulamaya yöneltmiştir. Dişlerden alınan ölçüler ile elde edilen replikalar ile bu yöntem geliştirilmiştir (5). Ölçü materyali olarak, boyutsal stabilitesinin yüksek oranda olmasından dolayı polivinil siloksan ölçü maddeleri, replika elde etmek için epoksi rezin kullanımı tavsiye edilmektedir. Pahalı bir işlem olması ise yöntemin diğer bir dezavantajıdır.

Mikrotomografi ile Analiz:

Mikrotomografi (Micro-XCT), X ışını kullanılan üç boyutlu görüntüleme kapasitesi olan yüksek çözünürlükte bilgisayarlı bir sistemdir. Bu sistem ile kompozit rezinlerin kaviteye adaptasyonları ve internal boşlukları görüntülenebilmekte, örneklerin yıkımı gerçekleşmeden tüm kavite kantitatif olarak değerlendirilebilmektedir (377, 378). Ayrıca, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin daha iyi karakterizasyonu için interfasiyal açıklıkların çizgisel, alansal ve hacimsel ölçümleri elde edilebilmektedir. Böylece kavite şekli, konfigürasyon faktörü ve restoratif materyalin tipi gibi parametrelerin karşılaştırması yapılabilmektedir (377). Bu teknik dentinden belirgin oranda farklı X ışını emilim katsayısına sahip kompozit rezinler için geçerli olmaktadır. Micro-XCT kullanımının da bazı sınırlamaları

bulunmaktadır. Bunların başında, doymamış veya düşük oranda doymuş adeziv sistemler gibi minimum düzeyde X ışını emilimi olan materyallerden kaynaklanan boşlukların varlığını ayırt etmekte başarısızlığa uğrayabilmesi gelmektedir. Bu nedenle bazı durumlarda, polimerize olmuş adeziv tabakasından arayüzdeki açıklıkları ayırt etmek mümkün olmayabilmektedir (378). Micro-XCT yöntemi, kavite ile restorasyon arasında yetersiz veya uygun olmayan radyografik kontrast var olduğunda uygulanamayabilmektedir. Bu durum; kaviteler, çok yüksek X ışını emilimi gösteren, dentin ile benzer emilim gösteren veya emilim göstermeyen materyaller ile restore edildiğinde oluşabilmektedir (377).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi, Cerrahi ve İlaç Araştırmaları Etik Kurulu'nun 11.01.2011 karar tarihli ve 011/01-1 kayıt numaralı onayı ve Bilimsel Araştırmalar Birimi'nin desteği (Proje No: 011D01201007) ile yürütülmüştür.

Bu çalışmada; *in vitro* şartlarda süt ve daimi dişlerde açılan sınıf V kavitelerin farklı dentin adezivler kullanılarak kompomer (Dyract eXtra, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ile restore edilmesini takiben mikrosızıntının kantitatif analizi ile diş-adeziv ara yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile morfolojik incelenmesi amaçlanmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada değişme zamanı gelen 80 adet çürüksüz süt molar diş ve ortodontik ve periodontal sebeple travmatize edilmeden çekilmiş, çürüksüz, restorasyonsuz 80 adet 3. büyük azı diş kullanılmıştır. Üzerlerindeki debris ve yumuşak doku artıkları uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve profilaksi lastiği kullanılarak temizlenen dişler, minelerinde çatlak oluşumu ihtimaline karşı mikroskop altında incelenmiştir. Dişler deney zamanına kadar +4°C'de distile suda en fazla 3 ay süre ile saklanmış, bu süre boyunca distile su her hafta değiştirilmiştir. Bu çalışmada Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) , XP Bond (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya), Xeno V Bond (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya), Clearfil Protect Bond (Kuraray Ltd, Osaka, Japonya), Clearfil S³ Bond (Kuraray Ltd, Osaka, Japonya) ve G Bond (GC-Fuji, Tokyo Japonya) adeziv sistemler kullanılmıştır. Tüm restorasyonlar kompomer (Dyract eXtra), materyali kullanılarak tamamlanmıştır. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve kompomer materyaller Şekil 3.1'de kimyasal içerikleri ise Tablo 3.1'de yer almaktadır.

Dişlere kronun bukkal yüzeyinde gingival üçlüde yer alan standart (meziodistal: 3 mm, okluzoservikal 2 mm ve derinlik 1.5 mm) sınıf V kaviteler açılmıştır. Kaviteler açılırken 801/016 ML elmas frezler (DIATECH)

kullanılmış ve her frez 4 kullanımdan sonra yenisiyle değiştirilmiştir. Dişler süt ve daimi olmak üzere 2 ana gruba ayrılmıştır. Daha sonra süt ve daimi diş grubundaki dişler kendi içlerinde randomize olarak her bir grupta 10 diş olacak şekilde 8 gruba ayrılmıştır.

Grup 1 (Prime&Bond NT): Nano doldurucu içeren ve aseton bazlı, total-etch dentin bağlayıcı ajan Prime&Bond NT temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, 20 sn bekletilmiş ve hava spreyi ile 1 cm uzaktan hafifçe 5 sn kurutulduktan sonra 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc., Ankara, Türkiye) ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 2 (XP Bond): Nano doldurucu içeren ve alkol (tert-butanol) bazlı, total-etch dentin bağlayıcı ajan XP bond temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, 20 sn bekletilmiş ve hava spreyi ile hafifçe 5 sn kurutulduktan sonra 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 3 (Xeno V Bond): Tek aşamalı self-etch dentin adeziv Xeno V bond temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, hava spreyi 5 sn süre ile uygulanarak çözücünün fazlası uzaklaştırılmış sonra 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 4 (Clearfil Protect Bond): Primer bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde kavite yüzeyine sürülmüş ve 20 sn beklendikten sonra hafifçe hava ile kurutulmuştur. Daha sonra ürünün bonding ajanı kavite yüzeyine uygulanmış, hafifçe hava ile kurutulmuş ve 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 5 (Clearfil S³ Bond): Dentin adeziv temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, 20 sn bekletilmiş ve hava spreyi ile hafifçe 5 sn kurutulduktan sonra 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 6 (G Bond): Dentin adeziv temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, 10 sn bekletilmiş ve hava spreyi ile 5 sn basınçlı bir şekilde kurutulduktan sonra 10 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 7 (Asit etch + Prime&Bond NT): Tüm kavite yüzeyi mine 30 sn, dentin 15 sn olmak üzere %36'lık fosforik asit jel (DeTrey Conditioner 36, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ile pürüzlendirilmiş ve ardından 20 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkanmıştır. Kavite 5 sn boyunca hava ile hafifçe, esansiyel nemlilik düzeyinde kurutulmuştur. Nano doldurucu içeren ve aseton bazlı, total-etch dentin bağlayıcı ajan Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) temiz kavite yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda tek kullanımlık fırça yardımıyla uygulanmış, 20 sn bekletilmiş ve hava spreyi ile 1 cm uzaktan hafifçe 5 sn kurutulduktan sonra 10 sn 460–

500 nm dalga boyundaki halojen ışık ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Grup 8 (Asit+XP Bond): Tüm kavite yüzeyi mine 30 sn, dentin 15 sn olmak üzere %36'lık fosforik asit jel (DeTrey Conditioner 36) ile pürüzlendirilmiş ve ardından 20 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkanmıştır. Kavite 5 sn boyunca hava ile hafifçe, esansiyel nemlilik düzeyinde kurutulmuştur. Aseton bazlı, tek şişe dentin adeziv (XP BOND) tüm kavite duvarlarına uygulanmış ve 20 sn beklenmiştir. Daha sonra dentin adezivin içerisindeki solvent, yaklaşık 1 cm mesafeden, en az 5 sn boyunca hava spreyi ile iyice hava püskürtülerek uzaklaştırılmıştır. Kavite yüzeylerinde uniform ve parlak görünüm elde edilmesinin ardından 10 sn görünür halojen ışık kaynağı ile polimerize edilmiştir. Kompomer materyali (Dyract eXtra) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

3.2. Mikrosızıntı Testi ve Görüntü Analizi

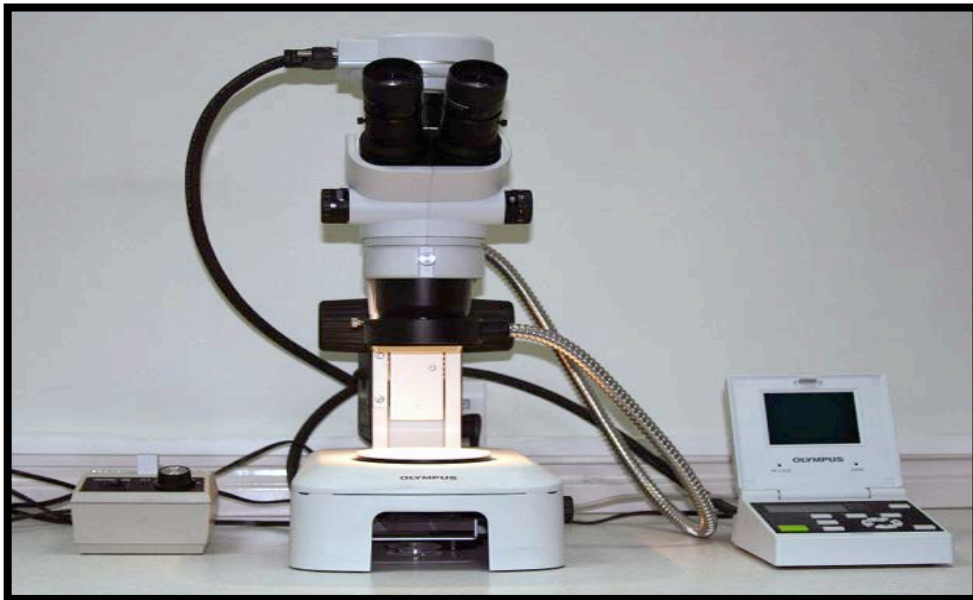
Restoratif materyalin fotopolimerizasyon işlemleri tamamlandıktan sonra sofex diskler (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ve takiben polisaj lastikleri kullanılarak polisaj işlemleri tamamlanmıştır. Örnekler 37⁰C suda 7 gün bekletildikten sonra 5-55⁰C'de 30 sn devirli 1000 kez termal siklus uygulaması yapılmıştır. Tüm örneklerin apeksleri, boya penetrasyonunun engellenmesi amacıyla 2 kat mumla örtülmüştür. Örnekler restorasyon marjinlerininin 1 mm etrafından 2 kat tırnak cilası ile boyanarak %0.5'lik bazik fuksin solüsyonunda (Wako Pure Chemical Industry, Osaka, Japonya) 24 saat bekletilmiştir. Daha sonra solüsyondan çıkarılan örnekler akan musluk suyu altında yıkanmış ve tırnak cilası dikkatli bir şekilde uzaklaştırılmıştır. Dişler standart şeffaf soğuk akril bloklar içine gömülmüştür. Örneklerden düşük hızlı, su soğutmalı elmas separe (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, A.B.D.) ile bukkolingual yönde 3 paralel dikey (longitudinal) kesit alınmıştır. Alınan her kesitte okluzal ve gingival marjinler boyunca meydana gelen boya

penetrasyonunun ışık mikroskobu (Olympus SZ61, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.2.) altında 20X büyütmede (1280x1024 çözünürlük) dijital fotoğrafı çekilmiş ve IBM ile uyumlu bir bilgisayara aktarılmıştır. Kavitelereki mikrosızıntı değerleri, alınan kesitler 1'den 4'e kadar skorlandırılarak değerlendirilmiştir. Sınıf V kavitelere oluşan mikrosızıntı aşağıdaki skorlama tablosu kullanılarak değerlendirilmiştir (Şekil: 3.3.).

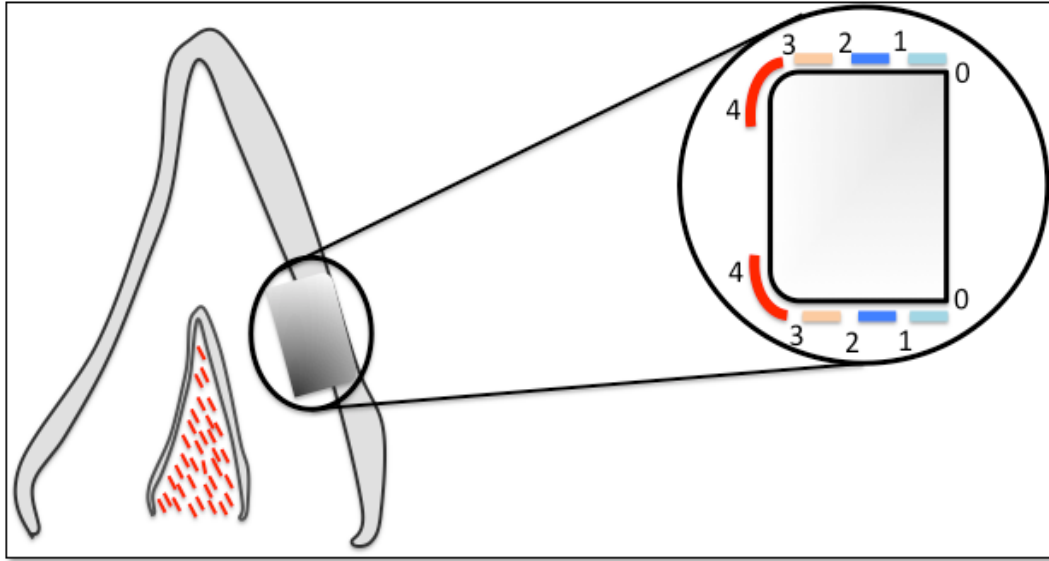
0. Boya sızıntısı yok
1. Gingival/okluzal duvar uzunluğunun 1/3'ünden az boya sızıntısı var
2. Gingival/okluzal duvar uzunluğunun 2/3'ünden az boya sızıntısı var
3. Gingival/okluzal duvarın tamamına yayılan boya sızıntısı var
4. Pulpal duvara yayılan boya sızıntısı var



Şekil 3.1. Çalışma gruplarında kullanılan materyaller.



Şekil 3.2. Mikrosızıntı deneyinde kullanılan ışık mikroskobu



Şekil 3.3. Mikrosızıntı deneyinde kullanılan skortlama sistemi

3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Değerlendirmesi

SEM ile diş-adeziv ara yüzeyinin değerlendirilmesi amacıyla, her grup için ek olarak 3 örnek daha hazırlanmış ve aynı şekilde her diştten 3 kesit alınmıştır. Kesitler önce %36'lık fosforik asit jel (DeTrey Conditioner 36) ile 5 sn pürüzlendirilmiş, daha sonra %1'lik NaOCl'de 15 dk. ve bunları takiben dehidratasyon amacıyla artan oranlarda etanolün içinde (%70, 80'lik etanolde 60 dk, %90'lık ve 96'lık etanolde 30 dk.) bekletilmiştir. Daha sonra heksametildisilazan solüsyonunun (HMDS, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, A.B.D.) içinde 30 dk. tutularak kurumaları sağlanmış ve kapaklı cam şişenin içinde filtre kağıdının üzerine konularak 24 saat vakumda tutulmuştur. Son olarak örnekler, vakum cihazı (Şekil 3.4.) içinde altın-palladyum (Balzers-SCd 050 sputter coater, Almanya) ile kaplanarak 20 kV'da SEM (JSM-6400 V, JEOL, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.5.) ile incelemeler yapılmıştır. Diş-adeziv ara yüzeyinin görüntüleri dijital olarak kaydedilmiş ve bilgisayar ortamında kalitatif olarak morfolojik değerlendirmeye tabi tutulmuştur.



Şekil 3.4. Altın-palladyum kaplama cihazı



Şekil 3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu

Tablo 3.1. Araştırmada kullanılan adeziv sistemlerin ve restoratif materyallerin kimyasal içerikleri.

Ürün Adı	Üretici Firma	Kimyasal İçeriği
DeTrey Conditioner 36	DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya	36% Fosforik Asit / Silikon Dioksit / Yüzey Gerilim Düşürücü / Pigment / Su
Prime&Bond NT	DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya	Di ve Trimetakrilat Rezinler / PENTA /Bis-GMA/ Nanodoldurucular - Amorf Silikon Dioksit / Fotoinisiyatörler / Stabilizör / Setilamin Hidrofluorür / Aseton
XP Bond	DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya	Karboksilik Asit Modifiye Dimetakrilat (TCB Rezin) / Fosforik Asit Modifiye Akrilat Rezin (PENTA) / Üretan Dimetakrilat (UDMA) / Trietilenglikol Dimetakrilat (TEGDMA) / 2-Hidroksietilmetakrilat (HEMA) / Bütile Benzendiol (Stabilizör) / Etil-4-Dimetilaminobenzoat / Kamforkinon / Fonksiyonalize Amorf Silika / t-bütanol
Xeno V Bond	DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya	Bifonksiyonel akrilat, asidik akrilat, fosforik asit esterleri, Akrilik asit, su, Tersiyer bütanol, inisiyatör, stabilizatör
Clearfil Protect Bond	Kuraray Ltd, Osaka, Japonya	Primer: MDPB- MDP, hidrofilik dimetakrilat, HEMA, su, fotoinisiyatörBond: MDP, HEMA, hidrofobik dimetakrilat, silanlı koloidal silika, BIS-GMA, NaF, fotoinisiyatör
Clearfil S ³ Bond	Kuraray Ltd, Osaka, Japonya	HEMA / Etanol / Bis-GMA / MDP / hidrofobik dimetakrilat /silanlı koloidal silika / Fotoinisiyatörler / Su / Hızlandırıcı
G Bond	GC-Fuji, Tokyo, Japonya	UDMA / 4-MET / TEGDMA / Aseton / Su / İniyatörler/fosforik ester monomerleri/ stabilizatör/silica doldurucular
Dyract eXtra	DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya	UDMA / TCB Rezin / TEGDMA / Trimetakrilat Rezin / Kamforkinon / Etil-4-Dimetilaminobenzoat / Bütile Hidroksi Toluen (BHT) / UV Stabilizör / Stronsiyum-Alümino-Sodyum-Floro-Silikat Cam / Silikon Dioksit / Stronsiyum Florid / Demir oksit ve Titanyum Dioksit Pigmentler

3.4. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında (SPSS Inc. Chicago, A.B.D.) yapılmıştır. Gingival ve okluzal skorlara ilişkin tanımlayıcı istatistikler ortanca (minimum-maksimum) şeklinde gösterilmiştir.

Bu çalışmada tip I hatayı kontrol edebilmek için olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

Materyal grupları arasında gingival ve okluzal skorlar yönünden farkın önemliliği Bonferroni Düzeltmeli Kruskal Wallis testiyle değerlendirilmiştir. Kruskal Wallis test istatistiği sonucunun önemli bulunması halinde farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla Conover'in parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Materyal ve diş tipleri arasında gingival ve okluzal skor ortanca değerleri yönünden farkın önemliliği Bonferroni Düzeltmeli Wilcoxon İşaret testiyle incelenmiştir. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0031$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Materyaller içerisinde gingival ve okluzal skorlar yönünden süt ve daimi dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı ise Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U testiyle araştırılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,00625$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Mikrosızıntı Testi Sonuçları

Sınıf V kavitelerde oluşan mikrosızıntı skorlamasının yapıldığı farklı gruplara ait kesit örnekleri şekil 4.1’de yer almaktadır.

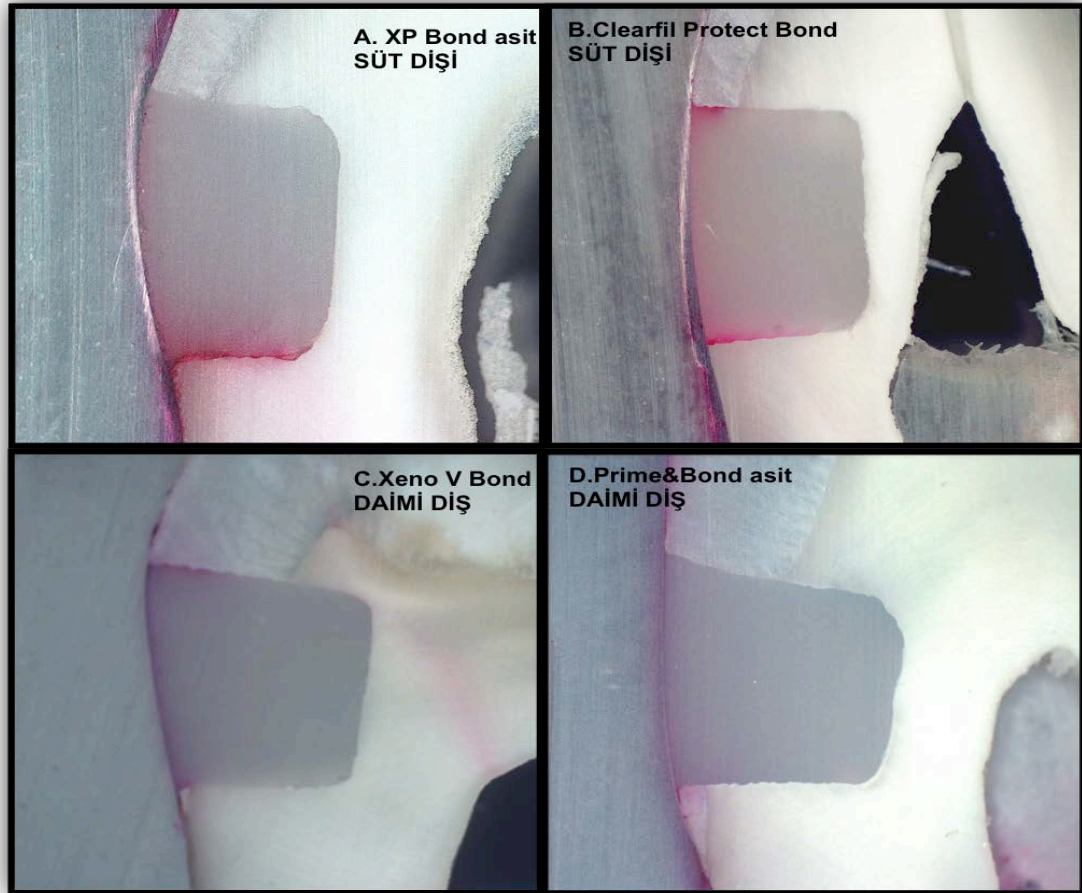
Daimi dişlerde gruplar arasında gingival skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,012$, Tablo 4.1). Buna göre, daimi dişlerde Asit+Prime&Bond NT uygulanan grubun (Grup 7) gingival skoru, Clearfil Protect Bond uygulanan grup (Grup 4) hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.2.).

Süt dişlerinde gruplar arasında gingival skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,109$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.2.).

Daimi dişlerde gruplar arasında okluzal skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$, Tablo 4.1.). Buna göre Asit+Prime&Bond NT uygulanan grubun (Grup 7) okluzal skoru, Clearfil Protect Bond (Grup 4) ve Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Asit+XP Bond uygulanan grubun (Grup 8) okluzal skoru Clearfil Protect Bond (Grup 4), Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) ve G Bond (Grup 6) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Ayrıca, Clearfil Protect Bond uygulanan grubun (Grup 4) okluzal skoru Clearfil S³ Bond uygulanan gruba (Grup 5) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,007$, Tablo 4.1.). (Şekil 4.3.)

Süt dişlerinde gruplar arasında okluzal skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,018$, Tablo 4.1.). Buna göre Asit+XP Bond uygulanan grubun (Grup 8) okluzal skoru Prime&Bond NT (Grup 1), Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) ve XP Bond (Grup 2) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Şekil 4.1’de Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan gruba ait bir örneğin dijital fotoğrafı izlenmektedir. Ayrıca,

Asit+Prime&Bond NT uygulanan grubun (Grup 7) okluzal skoru hem Clearfil Protect Bond (Grup 4) hem de XENO V Bond (Grup 3) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p < 0,025$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.3.).



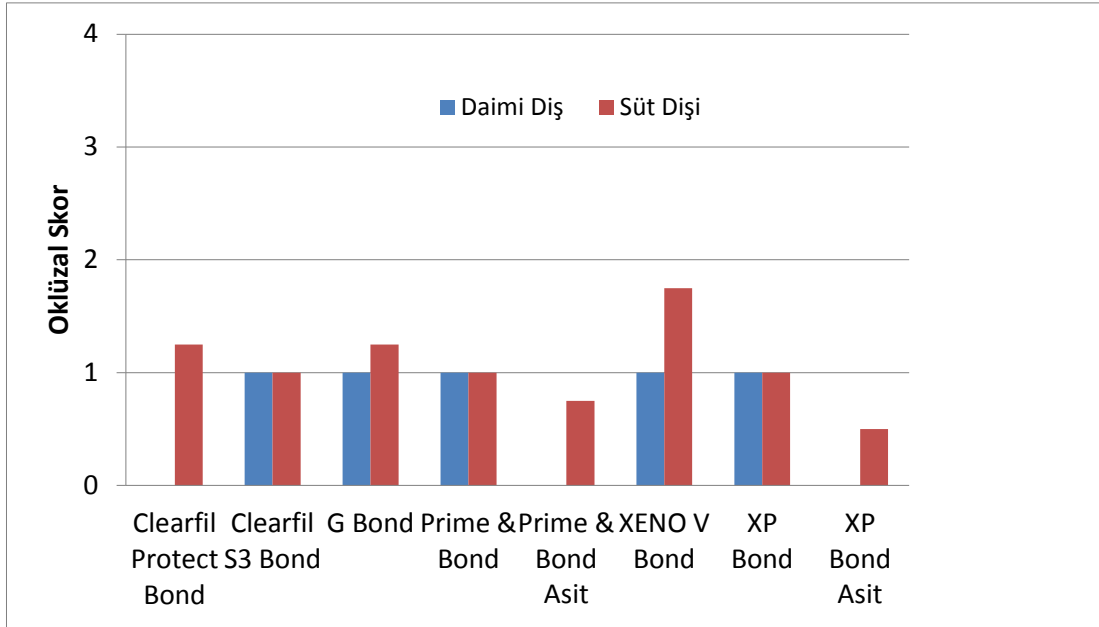
Şekil 4.1. Mikrosızıntının izlendiği örnek kesit görüntüleri A) Süt dişlerinden alınan bir kesitte Asit+XP Bond (Grup 2) uygulanan gruba ait gingivalde 4, okluzalde 0 skoru verilmiş olan bir örneğin dijital görüntüsü B) Süt dişlerinden alınan bir kesitte Clearfil Protect Bond (Grup 4) uygulanan gruba ait gingivalde 3, okluzalde 1 skoru verilmiş olan bir örneğin dijital görüntüsü C) Daimi dişlerden alınan bir kesitte Xeno V Bond (Grup 3) uygulanan gruba ait gingivalde 1, okluzalde 2 skoru verilmiş bir örneğin dijital görüntüsü D) Daimi dişlerden alınan bir kesitte Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan gruba ait gingivalde 1, okluzalde 0 skoru verilmiş bir örneğin dijital görüntüsü.

Tablo 4.1. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Gingival ve Okluzal Skorlar

Gruplar	Daimi Diş		Süt Dişi	
	Gingival Skor	Okluzal Skor	Gingival Skor	Okluzal Skor
Clearfil Protect Bond	0,5 (0-4) ^{AB}	0 (0-3) ^{AC}	4 (1-4) ^A	1,25 (1-4) ^A
Clearfil S ³ Bond	1 (1-3) ^A	1 (1-4) ^B	2,5 (1-4) ^A	1 (1-4) ^{AC}
G Bond	1 (0-4) ^A	1 (0-2) ^{ABD}	1 (1-4) ^A	1,25 (1-4) ^{AC}
Prime&Bond NT	1 (0-4) ^A	1 (1-4) ^{AB}	1,25 (0-4) ^A	1 (0-4) ^{AB}
Asit+Prime&Bond NT	0 (0-2) ^B	0 (0-1) ^C	1 (0-4) ^A	0,75 (0-4) ^{BC}
XENO V Bond	1 (0-4) ^A	1 (0-4) ^{AB}	2,5 (1-4) ^A	1,75 (1-4) ^A
XP Bond	1,75 (0-3) ^A	1 (0-2) ^{AB}	2,75 (1-4) ^A	1 (0-2) ^{AB}
Asit+XP Bond	0,75 (0-4) ^A	0 (0-4) ^{CD}	1,5 (0-4) ^A	0,5 (0-2) ^B
p-değeri †	0,012	<0,001	0,109	0,018

†: Materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Aynı kolon içerisinde aynı büyük harflerle gösterilen materyaller arasında Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,025$).

Şekil 4.2. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Gingival Skorlar



Şekil 4.3. Daimi ve Süt Dişlerde Materyallere Göre Oklüzal Skorlar

Clearfil S³ Bond (Grup 5), Prime&Bond NT (Grup 1), G Bond (Grup 6), XENO V Bond (Grup 3), Asit+XP Bond (Grup 8), XP Bond (Grup 2) uygulanan gruplarda gingival ve oklüzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$, Tablo 4.2).

Clearfil Protect Bond (Grup 4) uygulanan grup içerisinde daimi dişlerin gingival skoru süt dişlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0,005$, Tablo 4.2.). 4. Gruba ait bir örneğin dijital fotoğrafını şekil 4.1'de görmekteyiz. Clearfil Protect Bond uygulanan grup (Grup 4) içerisinde oklüzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$, Tablo 4.2.).

Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grup içerisinde daimi dişlerin gingival skoru süt dişlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0,005$, Tablo 4.2.). Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grup içerisinde oklüzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$, Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Materyaller İçerisinde Daimi ve Süt Dişlerine Göre Gingival ve Okluzal Skorlar

Gruplar	Gingival Skor	Okluzal Skor	p-değeri †
Clearfil Protect Bond			
Daimi Diş	0,5 (0-4)	0 (0-3)	0,336
Süt Dişi	4 (1-4)	1,25 (1-4)	0,042
p-değeri ‡	0,005	0,009	
Clearfil S³ Bond			
Daimi Diş	1 (1-3)	1 (1-4)	1,000
Süt Dişi	2,5 (1-4)	1 (1-4)	0,088
p-değeri ‡	0,089	0,631	
G Bond			
Daimi Diş	1 (0-4)	1 (0-2)	0,197
Süt Dişi	1 (1-4)	1,25 (1-4)	0,236
p-değeri ‡	0,190	0,143	
Prime&Bond NT			
Daimi Diş	1 (0-4)	1 (1-4)	0,461
Süt Dişi	1,25 (0-4)	1 (0-4)	0,157
p-değeri ‡	0,353	0,631	
Asit+Prime&Bond NT			
Daimi Diş	0 (0-2)	0 (0-1)	0,593
Süt Dişi	1 (0-4)	0,75 (0-4)	0,071
p-değeri ‡	0,005	0,035	
XENO V Bond			
Daimi Diş	1 (0-4)	1 (0-4)	0,739
Süt Dişi	2,5 (1-4)	1,75 (1-4)	0,039
p-değeri ‡	0,011	0,105	
XP Bond			
Daimi Diş	1,75 (0-3)	1 (0-2)	0,024
Süt Dişi	2,75 (1-4)	1 (0-2)	0,011
p-değeri ‡	0,123	0,796	
Asit+XP Bond			
Daimi Diş	0,75 (0-4)	0 (0-4)	0,026
Süt Dişi	1,5 (0-4)	0,5 (0-2)	0,017
p-değeri ‡	0,436	0,353	

†: Gingival ve Okluzal skorlar arasında yapılan karşılaştırmalar, Wilcoxon İşaret testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0031$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.
‡: Daimi ve Süt dişleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,00625$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Süt dişleri incelendiğinde, hiç bir grupta medyan gingival skorlar ile medyan okluzal skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,003$, Tablo 4.2).

Daimi dişler incelendiğinde, benzer şekilde hiçbir grupta medyan gingival skorlar ile medyan okluzal skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,003$, Tablo 4.2).

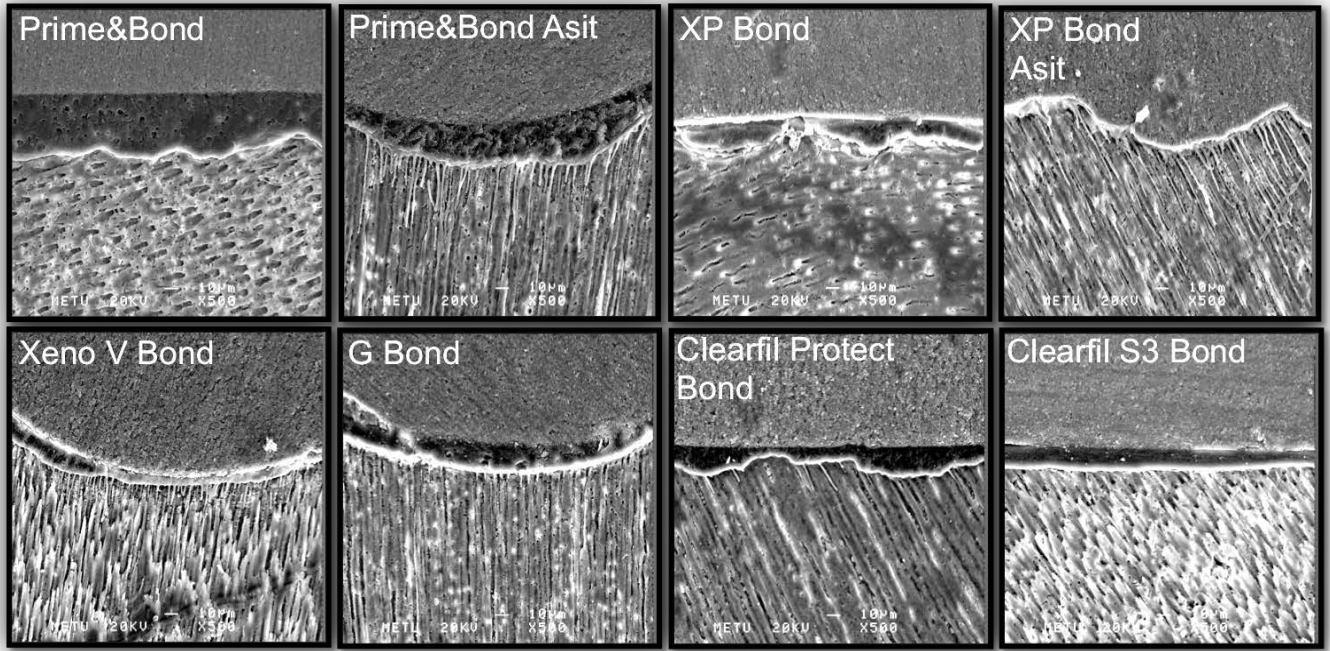
4.2. Taramalı Elektron Mikroskopu Bulguları

Süt ve daimi diş dentininde çalışmamızda kullandığımız bağlayıcı ajanların uygulanmasını takiben, rezin-dentin ara yüzündeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabaka mikromorfolojisinin değerlendirilmesi amacıyla örnekler SEM ile incelenmiştir. Farklı dentin adezivler kullanıldıktan sonra kompomer ile restorasyonları tamamlanmış süt dişi örneklerinin SEM fotoğrafları şekil 4.4.'te daimi diş örneklerinin fotoğrafları şekil 4.5' yer almaktadır.

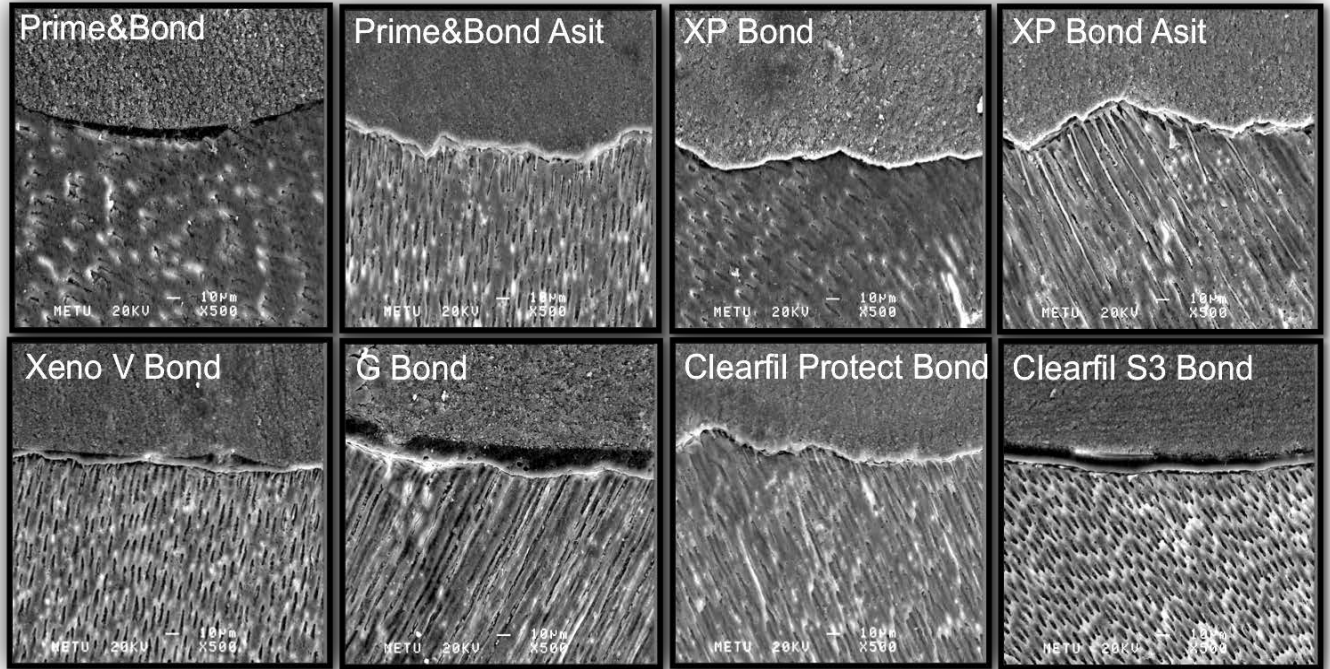
Kullanılan adeziv tipinden bağımsız olarak, süt dişlerinde daimi dişlere kıyasla daha kalın bir hibrit tabaka oluşumu izlenmiştir. Örneklerin tümünde hibrit tabakanın devamlılığı gözlenmekle beraber, hiçbir örnekte tutarlı bir hibrit tabaka kalınlığına rastlanılmamıştır.

Total-etch adezivlerin ön asitleme olmaksızın kullanıldığı Prime&Bond NT (Grup 1) ile XP Bond (Grup 2) uygulanan gruplarda süt ve daimi dişlerde rezin sarkıt oluşumu güçlkle izlenirken, aynı adezivlerin total pürüzlendirme protokolü ile uygulanması sonucunda uzun ve lateral branş oluşumu gösteren rezin sarkıtları gözlenmiştir (şekil 4.4. ve şekil 4.5.).

Xeno V Bond (Grup 3), G-Bond (Grup 6), Clearfil Protect Bond (Grup 4) ve Clearfil S³ Bond (Grup 5) uygulanan süt ve daimi diş dentin örneklerinde, ince ve yer yer bütünlüğü bozulmuş sarkıt oluşumlarına rastlanılmıştır (şekil 4.4. ve şekil 4.5.).



Şekil 4.4. Süt dişlerine ait farklı adeziv gruplarından alınmış SEM fotoğrafları



Şekil 4.5. Daimi dişlere ait farklı adeziv gruplarından alınmış SEM fotoğrafları

5. TARTIŞMA

Yaşlı bireylerde, azalmış fiziksel uyum, çok sayıda açığa çıkmış kök yüzeyi, karyojenik diyetler, tükürük akışını azaltan ilaç kullanımı, dişetindeki çekilmeler, kronik periodontal problemler gibi nedenlerden dolayı kök yüzey çürükleri sık gözlenmektedir (379). Servikal bölgedeki lezyonlar bu sebeplerden dolayı çürük içerebilecekleri gibi, çürüksüz olarak da görülebilirler. Servikal lezyonların etyolojisinin multifaktoriyel olduğu söylenebilir (69, 70, 379). Posterior bölgede hassasiyete sebep olmayan, küçük çürüksüz servikal defektler, defektin ilerlemesini önlemeye yönelik oral hijyen motivasyonu yapıldıktan ve diyet önerileri hastaya anlatıldıktan sonra tedavi edilmeden takip edilebilir. Fakat hassasiyete sebep olan, derin, çürükten etkilenmiş servikal defektlerin pulpal hasar yaratmadan restore edilmesi gerekmektedir. Anterior dişlerin etkilendiği durumlarda ise estetik kaygılardan ötürü küçük çürüksüz defektlerin de restore edilmesi gerekmektedir (379). Servikal lezyonlar buldukları bölge bakımından mine-dentin-sement gibi üç farklı dokuyu da içerebilirler. Ayrıca, diş etine komşu bölgede çalışıldığı için diş eti oluğu sıvısının varlığı sebebiyle ya da diş etinin yaralanması sonucu oluşan kanamalardan ötürü nem kontrolünün sağlanması oldukça zordur. Bu durum bu bölgede yapılacak olan restorasyonlarda kullanılacak materyal seçiminde hekimlerin karar vermesini zorlaştırmaktadır.

Klinisyenlere materyal seçiminde yardımcı olabilmek amacıyla yapmış olduğumuz bu çalışmada, sınıf V kaviteletin farklı dentin adezivler kullanılarak kompomer (Dyract eXtra) ile restore edilmesini takiben farklı dentin adezivler kullanılmasının sızdırmazlık direnci üzerine etkisi incelenmiştir.

Mikrosızıntı, kavite duvarı ile uygulanan restoratif materyal arasından bakterilerin, sıvıların, moleküllerin ve iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişi olarak tanımlanır (380). Mikrosızıntı, birçok faktörün dahil olduğu kompleks bir problemdir. Dental dokulara restoratif materyalin zayıf bağlantısı, rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, diş ve restoratif madde arasındaki ısıl genleşme katsayısının farklılığı mikrosızıntının

oluşumunda etkili faktörlerdir (5, 286). Diş ile restorasyon arasındaki mikrosızıntı, dental restorasyonun ömrünü etkilemektedir. Mikrosızıntı; restorasyon marjinlerinin renklenmesine, restorasyonun marjinal kenarlarındaki bozulmanın hızlanmasına, diş-restorasyon ara yüzeyinde ikincil çürüklerin gelişimine, postoperatif hassasiyete ve pulpal patolojilerin gelişimine neden olabilir (286). Son zamanlarda geliştirilen adeziv sistemler mine-restorasyon ara yüzeyinde mikrosızıntıyı etkili bir şekilde azaltmış, dentin-restorasyon ara yüzeyinde ise marjinal örtümü oldukça geliştirmiştir (5).

Bir restoratif materyalin klinik etkinliğinin değerlendirilmesinde altın standart, kontrollü klinik deneylerdir. Ancak uzun dönem klinik çalışmalar yüksek maliyetli ve zaman alıcıdır. Bu nedenle *in vivo* şartları taklit edebilen *in vitro* metodolojiler geliştirilmiştir. Mikrosızıntı testi, mine ve dentinde adeziv sistemlerin örtücülük performanslarını değerlendirmede oldukça yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (381, 382). Diş-restorasyon arasındaki mikrosızıntının değerlendirilmesinde pek çok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında boya penetrasyonu, kimyasal işaretleyiciler, bakteriyel çalışmalar, basınçlı hava kullanımı, nötron aktivasyon analizi, sıvı filtrasyonu, radyoizotop gibi pek çok yaklaşım mevcuttur (383). Ancak farklı yöntemlerin kullanılması sonucunda standardizasyon eksikliği ortaya çıkmaktadır (384). Uygulanan birçok yöntem arasında, restore edilen dişlerden alınan kesitlerde meydana gelen boya penetrasyonunun ölçümü en yaygın olarak kullanılan tekniktir (5, 381, 382). Bunun nedeni yöntemin kolay uygulanabilir ve maliyetinin düşük olmasıdır. Boya penetrasyonu ile yapılan çalışmalar sırasında kimyasal reaksiyona ve radyasyona gerek duyulmamaktadır (381). Bu yöntemin en büyük dezavantajı üç boyutlu olarak meydana gelen mikrosızıntıda iki boyutlu olarak ölçüm yapılmasıdır. Mikrosızıntı ara yüz boyunca uniform bir şekilde meydana gelmemekte (385) ve üç boyutlu değerlendirmelerde iki boyutluya göre her zaman klinikle daha uyumlu bir mikrosızıntı görülebilmektedir (385, 386). Ancak üç boyutlu teknikler daha zaman alıcı olup ölçümü pahalı donanımlar gerektirmektedir. Ayrıca dentin tübüllerinden pulpa yönüne doğru meydana gelen mikrosızıntının izlenmesi

mümkün olmamaktadır (387). Kesit tekniği, daha az laboratuvar aşaması gerektirdiği için çoğu araştırmacı tarafından tercih edilmektedir. Boya penetrasyon yöntemi ile yapılan çalışmalarda örnek başına alınacak kesit sayısı çalışmanın güvenilirliğini direkt olarak etkilemektedir. Örnek başına üç kesitten az alınarak yapılan mikrosızıntı çalışmalarının gerçek marjinal adaptasyonu göstermediği ortaya konulmuştur (381). Öte yandan, mikrosızıntının incelendiği 144 makaleyi inceleyen bir literatür derlemesinde çalışmalardan %47'sinin tek kesit, %20'sinin iki kesit ve %12'sinin üç kesit alınarak gerçekleştirildiği bildirilmiştir (356). Bu çalışmada da %0.5'lik bazik fuksin ile boya penetrasyon yöntemi kullanılmış ve ölçümlerin güvenilirliğini arttırmak amacıyla her örnekten 3 kesit alınmıştır (381). Boya penetrasyonunun değerlendirilmesinde ise geleneksel subjektif skorlama metodu kullanılmıştır.

Dental restoratif materyaller ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerine sürekli olarak maruz kalmaktadırlar. Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluklar oluşması ve mikrosızıntının artması, restoratif materyal ile doğal diş dokularının termal genleşme katsayılarının farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Dentin adezivlerin ağız ortamında bozulmalara karşı direnç gösterebilmesi arzulanan bir özelliktir (207). Adeziv-dentin ara yüzeyinde su absorpsiyonu meydana geldiği takdirde, restorasyon ve dişin esnemesi sırasında adeziv rezin ile hibrit tabakanın birleşim yerinde sıvı hareketi meydana gelebilmektedir (260). Bu da polimerize olmuş rezinin kimyasal ve mekanik olarak bozulmasına ve suda çözünebilir monomer ve oligomerlerin uzaklaşmasına neden olacaktır (260). Kümülatif etki ise daha önceden hibridize olmuş kollajeni korumasız bırakan adeziv fazın bozulması (203) ile birlikte adeziv-dentin bağlantısının bozulması ve sonuç olarak adeziv restorasyonun marjinal bütünlüğünün zayıflaması olarak ortaya çıkmaktadır (388). Yaygın olarak kullanılan yapay yaşlandırma tekniklerinden biri de uzun süreli suda bekletmektir (26). Birçok çalışmada kısa süreli suda bekletme periyotlarından sonra bile bağlantı kuvvetlerinde belirgin düşüşler rapor edilmiştir (389, 390). Bunun nedeni olarak ise, ara yüz komponentlerinin

(rezin ve kollajen) su absorpsiyonu sonucu hidroliz nedeniyle bozulması gösterilmektedir (26).

Kompozit rezinler ile yapılan bağlanma çalışmalarında başarısızlıkların esas sebebinin ağız içi şartların *in vitro* çalışmalara tam olarak yansıtılmamasından kaynaklandığı ileri sürülmektedir (391). Restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit etmek için *in vitro* şartlarda termosiklus uygulanması sıklıkla başvurulan bir yöntemdir (392-394). Ağız içinde oluşabilecek ısı değişiklikleri 4°C ile 60°C arasındadır. Bu nedenle örneklerimize literatür standardı olarak da kabul görmüş olan 5°C ile 55°C derecedeki banyolarda ısı değişimi uygulanmıştır (394, 395). Kompozit rezinler düşük termal iletkenliğe sahip oldukları için 30 saniyenin altındaki uygulama zamanları sıcaklığın restorasyon boyunca iletimi için yeterli olmayabilir ve bağlantıda yorgunluğa ve mikrosızıntıda artışa neden olmayabilir (396). Bir çok çalışmada, restorasyonlar yapıldıktan sonra termosiklus uygulamasının, daha derin boya penetrasyonuna neden olduğu ifade edilmiştir (395). Ayrıca siklus sayısı arttıkça sızıntının da arttığı bildirilmiştir (359, 397). Bu bilgiler ışığında örnekler 37°C suda 7 gün bekletildikten sonra 5-55°C'de 30 sn devirli 1000 kez termosiklus uygulaması yapılmıştır.

Çocuk ve ergen bireylerdeki restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen estetik dolgu materyalleri; cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, rezin kompozitler ve poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer)'dir (164, 323, 398-400). Bu restoratif materyaller daha konservatif kavite preperasyonuna izin vererek sağlam diş dokusunu korumaları, mine ve dentine bağlanmaları, diş ile uyumlu estetik, fiziksel ve mekanik özellikleri, diş dokusunu desteklemeleri, flor salabilmeleri ve kolay uygulama yöntemleri ile hem daimi, hem de süt dişi restorasyonlarında oldukça geniş uygulama alanı bulmaktadırlar (114, 164, 323, 398, 399, 401). Son yıllarda, amalgam restorasyonlardan salınan civa miktarının herhangi bir tıbbi problem oluşturmak için yetersiz olduğu belirtilmiş olsa da (402), potansiyel civa toksisitesi, civanın çevresel etkileri ve artan estetik kaygılar amalgam kullanımının azalmasına neden olmuştur (403). Amalgamın azalan

kullanımı neticesinde de klinik çalışmalar amalgama alternatif olarak geliştirilen estetik restoratif materyaller üzerinde yoğunlaşmıştır (324, 404-406).

Süt dişlerine uygun restoratif materyal seçiminde; hastaların yaşı, çürüğün dişe yayılım derecesi ve hastaların çürük risk seviyesi gibi faktörler önem taşımaktadır (404). İdeal koşullarda süt dişlerine yapılan restorasyonlar, fizyolojik diş kaybına dek fonksiyonda kalmalıdır (407). Günümüzde rezin bazlı restoratif materyaller, diş dokusuna bağlanmalarını sağlayan dentin dentin adezivlerle birlikte süt dişlerinin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadırlar.

GCİS'lerin asitle pürüzlendirme işlemine gerek duymaksızın mine ve dentine kimyasal adezyonla bağlanabilmesi, uygulama süresini kısalttığı için özellikle küçük yaştaki çocuklarda büyük avantaj sağlamaktadır (21, 147, 408, 409). Fissür örtücü ve restoratif materyal olarak kullanıldıklarında, florür salımı nedeniyle mine ve dentinde remineralizasyon sağlarlar (410). RMCİS'in, kırılma dayanıklılığı ve aşınma direnci GCİS'e göre oldukça geliştirilmiştir. RMCİS ile çok sayıda klinik çalışma gerçekleştirilmiş ve GCİS'a kıyasla daha fazla başarı rapor edilmiştir (155, 325, 404, 411-413). Ancak, rezin bazlı kompozitler veya kompomerlere göre RMCİS restorasyonlarda daha fazla renk değişimi ve okluzal aşınma oluşmaktadır. Buna rağmen sınıf I, II, III ve V restorasyonlarda kullanımları uygun görülmektedir (325, 328, 404).

Kompomerler, kompozitlerin ve cam iyonomer simanların bazı özelliklerini taşıyan hibrit restoratif materyallerdir (164, 323, 414, 415). Flor iyonu serbestleştirmeleri nedeni ile de ikincil çürüğün kısa dönemde etkin bir şekilde önledikleri öne sürülmektedir (323, 414). Kompomerlerin mekanik özellikleri ve aşınma dirençleri cam iyonomer simanlara oranla yüksek, rezin kompozitlere göre daha düşüktür (164, 414, 415). Tercih edilme nedeninin başında kompomerlerin süt dişlerine yakın olan aşınma hızı gelmektedir (333). Bu özellikleri ile kompomerlerin aşınmaya eğilimli süt dişleri için ideale yakın bir restoratif materyal olduğu rapor edilmiştir (164, 323, 415). Süt arka dişlerin restorasyonunda, kompomerler yaygın olarak kullanılan

materyallerdir. Bu çalışmada, kliniğimizde de kompomer restoratif materyali olarak kullanılan Dyract eXtra kullanılmıştır. Dyract eXtra ve daha önceki versiyonları diş hekimliği literatüründeki pekçok klinik çalışmada kullanılmıştır (160, 184, 405, 416, 417). Üretici firma Dyract eXtra'nın ön ve arka dişlerdeki bütün kavitelere kullanılabilmesini belirtmektedir (418). Kompomerlerin önemli bir avantajı, kompozit rezinlere yakın fiziksel özelliklere sahip oldukları halde, strese maruz kalmayan bölgelerde asitle pürüzlendirme işlemine gereksinim duymamalarıdır. Zira, dentin adezivlerin asiditesi nedeniyle dentini pürüzlendirir ve kabul edilebilir bağlanma kuvvetleri elde edilir (160, 187, 188). Nitekim üretici firma tarafından da Dyract eXtra'nın bir önceki versiyonu olan Dyract AP'nin strese maruz kalmayan alanlarda Prime&Bond NT dentin adezivle bu şekilde kullanılabilmesi belirtilmiştir (419). Bu özelliğinden dolayı kompomer materyali süt dişlerinin yanı sıra izolasyonun zor sağlandığı daimi dişlerde oluşan kök çürüklerinin restorasyonu için de iyi bir alternatiftir.

Yapılan deneysel ve klinik çalışmalar, kompomerlerin asitle pürüzlendirilmemiş mine ve dentine yeterli adezyon gösterebildiğini ortaya koymaktadır (164, 184, 323, 415). Öte yandan minenin asitle pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan kompomerlerin daha iyi bir marjinal adaptasyon ve daha yüksek bağlantı kuvvetleri gösterdiğini bel çalışmalar da mevcuttur (164, 323, 420-424). Kompomerlerin dişe bağlantısını inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır (186, 420, 425, 426). Cortes ve diğ.'leri (425), Dyract ve Compoglass'ın mineye tutunmasının diğer restoratif materyallerde olduğu gibi dentinden daha fazla olduğu ve mineye %37'lik fosforik asit uygulanmasının tutulmayı arttırdığı bildirilmiştir. Abate ve diğ.'leri de (420) , asitle pürüzlendirme yapılmasının mineye tutunmayı arttırdığını, fakat dentin ve sement yüzeyinde böyle bir uygulamanın yapılmasının bu yüzeylere tutunmayı etkilemediğini belirtmişlerdir.

Asitle pürüzlendirme süresi konusunda yapılan çalışmalar neticesinde bazı araştırmacılar süt dişi minesini için 15 sn pürüzlendirmenin yeterli olacağını belirtirken (427, 428), diğer araştırmacılar pürüzlendirme için 30 sn gerektiğini rapor etmişlerdir (181). T´alita Nogueira Sardella ve diğ.'nin (429) süt dişi

dentininin 7 ve 15 sn olmak üzere farklı sürelerde asitle pürüzlendirilmesinin total-etch ve self-etch primer dentin adezivlerin bağlantı kuvveti üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, süt dişi dentinine uygulanan asit süresinin kısaltılmasının sadece total-etch dentin adeziv kullanıldığı durumlarda bağlantı kuvvetini artırıcı etkisi olduğunu rapor etmişlerdir. Bolaños-Carmona ve diğ.'nin (430) süt dişi dentininin 5, 15 ve 30 sn olmak üzere farklı sürelerde asitle pürüzlendirilmesinin bağlanma kuvveti üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, 15 ve 30 sn'lik pürüzlendirme süreleri arasında bağlanma kuvveti açısından fark bulunmamakla birlikte, süt dişi dentini için minimum yeterli sürenin 15 sn olduğu belirtilmiştir. Her ne kadar süt dişlerinin asitle pürüzlendirme süreleri konusunda farklı görüşler mevcut olsa da, araştırmalardan elde edilen verilere göre bu çalışmada kompomer uygulamalarında %36'lık fosforik asit kullanılarak (DeTrey Conditioner 36, DENTSPLY DeTrey Konstanz, Almanya) süt dişi mine yüzeyi 30, dentin yüzeyi 15 sn süreyle asitle pürüzlendirilmiştir.

Bu çalışmada Prime&Bond NT ve XP Bond süt ve daimi dişlere asit uygulaması yapılarak ve yapılmadan farklı iki yöntemle uygulanmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde, daimi dişlerde Asit+Prime&Bond NT uygulanan grubun (Grup 7) gingival skoru, Prime&Bond NT uygulanan gruba (Grup 1) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Benzer şekilde daimi dişlerde Asit+Prime&Bond NT uygulanan grubun (Grup 7) okluzal skoru, Prime&Bond NT uygulanan gruba (Grup 1) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$ Tablo 4.1.). XP Bond (Grup 2) ve Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan gruplar karşılaştırıldığında daimi dişlerde Asit+XP Bond uygulanan 8. Grubun okluzal skoru XP Bond uygulanan 2. gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Daimi dişlerde iki grubun gingival skorları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına rağmen Asit+XP Bond uygulanan grubun (Grup 8) median değerleri ($m= 0,75$ (0-4)), XP Bond ($m=1,75$ (0-3)) uygulanan (Grup 2) gruba göre düşük bulunmuştur. Sonuç olarak daimi dişlerde total-etch dentin adezivler

kullanılarak uygulanan kompomer restorasyonlarda asit uygulanması ile daha düşük mikrosızıntı değerleri elde edilmiştir.

Süt dişlerinde ise Prime&Bond NT (Grup 1) ve Asit+Prime&Bond NT (Grup7) uygulanan gruplar arasında gingival skorlar ve okluzal skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Benzer şekilde süt dişlerinde XP Bond (Grup 2) ve Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan gruplar arasında da gingival skorlar ve okluzal skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Hem peritübüler hem de intertübüler dentinde kalsiyum ve fosfat konsantrasyonları, süt dişlerinde daimi dişlere göre daha düşüktür. Süt dişi dentinine adezyonda, dentinin mineralizasyonu, tübül yapısı, sayısı ve yoğunluğu önemli rol oynamaktadır. Daimi dişlerle karşılaştırıldığında süt dişlerinde daha kalın bir hibrit tabaka ve daha düşük bağlantı değerleri elde edildiği rapor edilmiştir (431). Süt dişi dentini, tübüler yapısının farklı olması nedeniyle daimi dişlere oranla daha az nemlenmekte, uygulanan asidin seyrelmesi de daha az olmaktadır ve dolayısıyla süt dişi dentinine asitin etkisi daha hızlı ve derin olmaktadır. Bu nedenle süt dişi dentininde ek bir pürüzlendirme işlemi olmaksızın dentin adezivlerin asiditesi ile yeterli pürüzlendirme elde edilmekte ve bağlantı sağlanmaktadır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar total-etch dentin adezivler kullanılarak süt dişlerine yapılan kompomer uygulamalarında asitle pürüzlendirme yapılmaksızın yeterli bağlantının sağlanabileceğini savunan çalışmalarla uyumludur (184, 415).

Klinisyenlerin kullanım kolaylığını sağlamak ve en etkin materyali geliştirmek için kompozitlerle beraber mine ve dentin adezivlerin sürekli olarak yenilenmesi ve geliştirilmesi çalışmaları sürmektedir (399, 432-434). İlk jenerasyon adezivlerdeki asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulamasının birleştirildiği self-priming sistemler geliştirilmiştir (399, 432, 433). Bu sistemleri asit uygulamasının da kaldırıldığı self-etch primer sistemler adı verilen materyaller takip etmiştir (399, 434, 435). Tüm bu materyallerdeki amaç, uygulama basamaklarının sayısını azaltarak klinisyenin zaman kaybını engellemek ve olası teknik hassasiyeti azaltmaktır

(323, 399, 432-434, 436, 437). Bahsedilen tüm materyaller süt dişlerinde rutin olarak kullanılmakla beraber, süt dişlerinde self-etch primer ve adeziv materyallerle yapılan çalışmalar limitli sayıda olup bu materyallerin ayrı asit uygulaması içeren materyallere üstünlüğü tam olarak ispatlanamamıştır (164, 323, 399, 400, 415, 433, 436).

Bu çalışmada iki aşamalı total-etch dentin adeziv olan Prime&Bond NT ve XP Bond, iki aşamalı self-etch dentin adeziv Clearfil Protect Bond, tek aşamalı self-etch dentin adeziv olan Clearfil S³ Bond, Xeno V Bond ve G Bond süt ve daimi dişlerin sınıf V restorasyonlarında kompozit dolgu materyali ile kullanılmış ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmaları yapılmıştır. Süt dişlerinde gruplar arasında gingival skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,109$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.2.). Ancak dişlerin okluzal skorları değerlendirildiğinde süt dişlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,018$, Tablo 4.1.). Buna göre Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan grubun okluzal skoru Prime&Bond NT (Grup 1), Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) ve XP Bond (Grup 2) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.). Ayrıca, Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grubun okluzal skoru hem Clearfil Protect Bond (Grup 4) hem de XENO V Bond (Grup 3) uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.). (Şekil 4.3.) Çalışmadan elde edilen bu sonuçlara göre süt dişlerinde kullanılan total-etch sistemler self-etch sistemlere göre daha az mikrosızıntıya sebep olmuştur. Elde edilen bu sonuç daha önce yapılmış olan çalışmaların sonuçları ile uyumludur (438-440).

Daimi dişlerde gruplar arasında gingival skorlar yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,012$, Tablo 4.1.). Buna göre, daimi dişlerde Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grubun gingival skoru, Clearfil Protect Bond (Grup 4) uygulanan grup hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p<0,025$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.2.). Daimi dişlerde gruplar arasında okluzal skorlar yönünden de istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$, Tablo 4.1.). Buna göre

Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grubun okluzal skoru, Clearfil Protect Bond (Grup 4) ve Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p < 0,025$, Tablo 4.1.). Asit+XP Bond (Grup 8) uygulanan grubun okluzal skoru Clearfil Protect Bond (Grup 4), Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) ve G Bond (Grup 6) uygulanan gruplar hariç geriye kalan tüm diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p < 0,025$, Tablo 4.1.). Daimi dişlerdeki mikrosızıntı değerleri materyaller açısından karşılaştırıldığında asitle pürüzlendirme sonrasında uygulanan total-etch dentin adezivlerle yapılan kompomer restorasyonlar (Grup 7: Asit+Prime&Bond NT ve Grup 8: Asit+XP Bond) daha az mikrosızıntı değerleri göstermiştir. Minenin pürüzlendirme paterni ve dentinal dokulara penetrasyonları düşünüldüğünde total-etch dentin adezivler hala altın standart olarak kabul edilmektedir (440).

Bu çalışmada iki aşamalı self-etch dentin adeziv olan Clearfil Protect Bond'un mikrosızıntı açısından başarılı sonuçlar vermesi Clearfil Protect Bond'un içeriğinde bulunan 10-MDP ile bağlantılı olabilir. 10-MDP Kuraray firması tarafından sentezlenmiş ve patentli bir monomerdur. 10-MDP, esas olarak pürüzlendirme amacıyla kullanılan bir monomerdur (441). 10-MDP'nin smear tabakasında çok az çözünmeye neden olduğu, bunun sonucunda sınırlı sayıda dentin kanalı ağzının açığa çıktığı, böylece dentin geçirgenliğinin azaldığı ve bu olay sonucunda monomerlerin dentin içine penetrasyonunun ve kollajeni sarmalamasının arttığı, kalın bir hibrit tabakası oluşumuna neden olduğu açıklanmıştır (441-443). Ayrıca 10-MDP yapısında iki hidroksil grup içerir ve bu gruplar mine ve dentinin kalsiyumu ile şelat oluşturabilir. Bu durumun bağlantıyı artırarak, materyalin daha az mikrosızıntı göstermesine katkıda bulunduğu düşünülebilir (441, 444). Yoshida ve diğ'leri (270), yapmış oldukları bir çalışmada, 10-MDP'nin kalsiyum ile güçlü bir iyonik bağlanma sağladığını göstermiş ve 10-MDP'nin mine ve dentinin hidroksiapatitine 4-MET ve Phenyl-P'ye göre daha güçlü bir kimyasal bağlantı sağladığı sonucuna ulaşmıştır.

Ayrıca, daimi dişlerde iki aşamalı self-etch dentin adeziv Clearfil Protect Bond (Grup 4) uygulanan grubun okluzal skoru aynı şekilde 10-MDP monomerini içeren tek aşamalı self-etch ajan olan Clearfil S³ Bond (Grup 5) uygulanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p=0,007$, Tablo 4.1.) (Şekil 4.3.). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar Frankenberger ve Tay (445)'in yapmış oldukları bir *in vitro* araştırmanın sonuçları ile uyumludur. Araştırmacılar sınıf II direkt kompozit rezin restorasyonlarda kullanılan üç basamaklı etch&rinse, iki basamaklı etch&rinse, iki basamaklı self-etch ve tek basamaklı self-etch adezivlerin marjinal bütünlüklerini incelemişlerdir. Araştırma sonucunda etch&rinse ve iki basamaklı self-etch adezivlerin marjinal bütünlükleri başarılı bulunmuştur. Ayrıca mine ve dentin bağlantısı bakımından basitleştirilmiş sistemlerin geleneksel üç basamaklı adezivlerin gerisinde kaldığını ve iki basamaklı self-etch adezivlerin mine ve dentin yüzeylerine bağlantısının tek basamaklı sistemlerden daha etkin olduğunu göstermişlerdir. Tek aşamalı self-etch sistemler ile iki aşamalı self-etch sistemleri karşılaştıran bir çok çalışmada benzer şekilde iki aşamalı self-etch dentin adezivler daha başarılı sonuçlar vermiştir (446). Ayrıca Clearfil Protect Bond (Grup 4) uygulanan grup içerisinde daimi dişlerin gingival skoru süt dişlerine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşüktür ($p=0,005$). Okluzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$). Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grup içerisinde daimi dişlerin gingival skoru süt dişlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p=0,005$, Tablo 4.2.). Asit+Prime&Bond NT (Grup 7) uygulanan grup içerisinde okluzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$, Tablo 4.2.). Clearfil S³ Bond (Grup 5), Prime&Bond NT (Grup 1), G Bond (Grup 6), XENO V Bond (Grup 3), Asit+XP Bond (Grup 8), XP Bond (Grup 2) uygulanan gruplarda gingival ve okluzal skor yönünden daimi dişlerle süt dişleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,006$, Tablo 4.2.). Ancak istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen gingival skorlar değerlendirildiğinde tüm gruplarda daimi dişlerde süt dişlerine göre daha

düşük mikrosızıntı değerleri gözlenmiştir. Süt dişi dentininde peritübüler dentin kalınlığı daha fazladır ve hem peritübüler hem de intertübüler dentinde kalsiyum ve fosfat konsantrasyonları daimi dişlere oranla daha düşüktür. Pulpaya doğru ilerledikçe, süt dişi dentininin sertlik, elastisite ve gerilme direnci gibi fiziksel ve mikromekanik özelliklerinin zayıfladığı bildirilmekte (431) ve bu durum adeziv rezinin bağlantısını olumsuz etkileyebilmektedir. Ayrıca süt dişlerinde hibrit tabakasının daimi dişlere göre %25-30 daha kalın olmasının, daha düşük bağlanma değerlerine yol açtığı bildirilmektedir (55). Adeziv sistemlerin süt ve daimi diş dentin yüzeylerine bağlantısını inceleyen bazı araştırmalarda fark bulunmazken (447), diğer araştırmalarda ise süt dişi dentin yüzeyine bağlantının daha zayıf olduğu gösterilmiştir (448). Uekusa ve diğ.'leri (449) tek basamaklı self-etch sistemlerin (Clearfil S³ Bond, One-Up Bond F Plus) süt dişlerine bağlantılarını değerlendirdikleri araştırmada daimi dişlerle karşılaştırıldığında süt dişi dentin yüzeyine bağlanmanın daha zayıf olduğunu, fakat SEM incelemesinde her iki sistemin de hem daimi hem süt dişi dentin yüzeylerine mükemmel adaptasyon gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Total pürüzlendirmeli adezivler içerisinde kullanılan çözücü, tedavinin performansını etkileyen en önemli faktörlerden biri olup (26, 450), bu çalışmada kullanılan dentin adezivlerden XP Bond'un içerisinde kullanılan çözücü alkol *tert-butanol*dür (451). *Tert-butanol* (2-metil-2-propanol) su ve polimerize olabilen rezinler ile tamamen karıştırılabilmektedir. *Tert-butanol* etanolden daha yüksek molekül ağırlığına sahip olmasına rağmen, buharlaşma oranı etanol ile hemen hemen aynıdır (452, 453). Aseton bazlı dentin adezivlerle karşılaştırıldığında, *tert-butanol* içeren ajanlarda adeziv tabaka kalınlığında artışla beraber daha yüksek dayanıklılık değerleri bildirilmiştir (453). XP Bond ve dentin arasındaki kimyasal etkileşimin, XP Bond'un formülasyonunda bulunan fosfat esterlerden ve dentindeki mineral apatitten kaynaklanan kalsiyum fosfat komplekslerinin oluşumu ile gerçekleştiği belirtilmektedir (454). Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara göre XP Bond, aseton bazlı total-etch dentin adeziv olan Prime&Bond NT'den istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha az mikrosızıntı göstermemiştir.

Sınıf V kavitelerde uygulanan estetik restoratif materyallerin mikrosızıntısının incelendiği bazı çalışmalarda, gingival duvarlarda okluzal duvarlara oranla daha yüksek kenar sızıntısı değerleri izlendiği bildirilmiştir (439, 455). Sonuçların, gingival duvarda kalan mine tabakasının ince olmasından, mine tabakasının kalınlığının kenar sızıntısı üzerindeki olumlu etkisinden ve gingival duvarın bir çok çalışmada dentin veya sementte yer almasından kaynaklandığı düşünülmektedir (35-38). Fakat bu çalışmadaki sonuçlarla benzer şekilde bazı çalışmalarda gingival ve okluzal skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (443, 456). Bu çalışmada, süt dişleri ve daimi dişler incelendiğinde, hiç bir grupta medyan gingival skorlar ile medyan okluzal skorlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,003$, Tablo 4.2). Çalışmadan elde edilen bu sonucun, tüm kavitelerin gingival duvarlarının mine sınırları dahilinde yer almasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Rezin-dentin ara yüzeyindeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabakasının mikromorfolojisinin değerlendirildiği SEM incelemesinde, tüm örneklerde hibrit tabaka bütünlüğünün kavite boyunca devam ettiği gözlenmiştir. Ancak tüm adeziv gruplarında aynı örnek içerisinde bile hibrit tabaka kalınlığının yer yer farklılıklar gösterdiği gözlenmiştir (457). Bu çalışmada kullanılan adeziv tipinden bağımsız olarak, süt dişlerinde daimi dişlere kıyasla daha kalın bir hibrit tabaka oluşumu izlenmiştir. Bu sonuç, süt dişlerinin organik içeriğinin daimi dişlerden fazla olması, dentin yapısının daimi dişlerden farklı olmasından kaynaklanmaktadır ve literatürdeki benzer çalışmaların sonuçları ile uyumludur (58, 206, 253, 458). Mikrosızıntının adeziv bağlantı boyunca ilerlediğinin açık bir göstergesi olarak, tüm gruplarda, hibrit tabaka bütünlüğü kavite boyunca devam etmesine rağmen örneklerde boya penetrasyonu gözlenmiştir. Çalışmadan elde edilen bu sonuçlar, örneklerde in vitro olarak mikrosızıntı gözlenmesinin dentin–adeziv bağlantısından bağımsız olduğunu ve kopma geriliminin mikrosızıntıdan etkilenmeyeceğini gösteren çalışmalar ile benzerdir (414, 459-461).

6. SONUÇ

Süt ve daimi dişlerde sınıf V kavitelere uygulanan kompomer restorasyonlarda farklı adeziv sistemlerin sızdırmazlık düzeylerinin değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) Total-etch dentin adezivler ve iki aşamalı self-etch dentin adezivler, tek aşamalı self-etch dentin adezivlere kıyasla sızdırmazlık direnci açısından daha başarılı bulunmuştur.
- 2) Clearfil Protect Bond ve Asit+Prime&Bond NT grubunun gingival skorları, daimi dişlerde süt dişlerine göre anlamlı düzeyde düşük bulunurken, diğer tüm gruplarda materyaller süt dişleri ile daimi dişlerde benzer mikrosızıntı değerleri göstermiştir.
- 3) Daimi dişlerde total-etch sistemler kullanılmadan önce asitle pürüzlendirme yapılması mikrosızıntıyı azaltırken, süt dişlerinde total-etch sistemler ilave bir asitle pürüzlendirme aşamasına gerek olmaksızın başarılı sonuçlar vermiştir.
- 4) Tüm gruplarda dişlerin gingival ve okluzal bölgelerinden elde edilen mikrosızıntı değerleri benzerlik göstermiştir.

Bu çalışmanın metodolojik sınırlamaları dahilinde, değerlendirilen adeziv sistemlerin hiçbiri mikrosızıntıyı tamamen engelleyememiştir.

KAYNAKLAR

1. Axelsson P. Etiologic Factors Involved In Dental Caries. In: Axelsson P, editor. *Diagnosis and Risk Prediction of Dental Caries*. Illinois: Quintessence Publishing Co; 2000.
2. Fejerskov ON, B. Kidd, E.A.M. Clinical and histologic manifestations of dental caries. Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003.
3. Clarkson BH. Introduction to cariology. *Dent Clin North Am* 1999;**43**(4):569-78.
4. Whitworth JM, Nunn, J.H. Paediatric endodontics. Hong Kong: Oxford University Press; 1997.
5. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;**22**(4):173-85.
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. . *J Dent Res* 1955;**34**:849-53.
7. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. *Kompozit Rezinler*. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd Şti.; 2000. p. 4-38.
8. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;**12**(12):1615-20.
9. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 1997;**76**(4):883-94.
10. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials* 1998;**19**(6):529-39.
11. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):423-9.
12. Park JW, Lee KC. The influence of salivary contamination on shear bond strength of dentin adhesive systems. *Oper Dent* 2004;**29**(4):437-42.
13. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater* 2006;**22**(6):560-8.

14. Powers JM, Finger WJ, Xie J. Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin. *J Prosthodont* 1995;**4**(1):28-32.
15. Usha M, Deepak V, Venkat S, Gargi M. Treatment of severely mutilated incisors: a challenge to the pedodontist. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2007;**25** Suppl:34-6.
16. McDonald RE, Avery DR. Development and Morphology of the Primary Teeth. McDonald RE, Avery DR, Dean JA (Ed.). *Dentistry for the Child and Adolescent* (8. bs.) (s. 50-58). St. Louis: Mosby, Inc. 2004.
17. Waggoner WF. Restorative Dentistry for the Primary Dentition. Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields Jr HW, McTigue DJ, Nowak AJ (Ed.). *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence* (4. bs.) (s. 341-374). St. Louis: Saunders. 2005.
18. Camp JH, Barnett EJ, Pulver F. Pediatric Endodontics: Endodontic Treatment for the Primary and Young Permanent Dentition. Cohen S, Burns RC (Ed.). *Pathways of the pulp* (s. 797-844). St Louis: Mosby Inc. 2002.
19. Kopel HM. Pediatric Endodontics. Ingle JI, Bakland LK (Ed.). *Endodontics* (s. 835-67). Baltimore: Williams&Wilkins Inc. 1998.
20. Finn SB. Morphology of the primary teeth. *Clinical pedodontics* (2. bs.) (s: 45-70). Philadelphia: Saunders. 1962.
21. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):393-414.
22. Gwinnett AJ. The ultrastructure of the "prismless" enamel of deciduous teeth. *Arch Oral Biol* 1966;**11**(11):1109-16.
23. Gwinnett AJ. The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth. *Arch Oral Biol* 1967;**12**(3):381-8.
24. Koutsi V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent* 1994;**16**(1):29-35.
25. Hirayama A, Yamada M, Miake K. An electron microscopy study on dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa Gakuho* 1986;**86**(6):1021-31.

26. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;**84**(2):118-32.
27. Termine JD, Belcourt AB, Christner PJ, Conn KM, Nylen MU. Properties of dissociatively extracted fetal tooth matrix proteins. I. Principal molecular species in developing bovine enamel. *J Biol Chem* 1980;**255**(20):9760-8.
28. Delgado S, Ishiyama M, Sire JY. Validation of amelogenesis imperfecta inferred from amelogenin evolution. *J Dent Res* 2007;**86**(4):326-30.
29. Smith CE. Cellular and chemical events during enamel maturation. *Crit Rev Oral Biol Med* 1998;**9**(2):128-61.
30. Lu Y, Papagerakis P, Yamakoshi Y, Hu JC, Bartlett JD, Simmer JP. Functions of KLK4 and MMP-20 in dental enamel formation. *Biol Chem* 2008;**389**(6):695-700.
31. Robinson C KJ, Brookes SJ, Shore RC. . Chemistry of mature enamel: Dental enamel formation to destruction Boca Raton, FL: CRC Press, Inc.; 1995. p. 167-91.
32. Shibata S, Suzuki S, Tengan T, Yamashita Y. A histochemical study of apoptosis in the reduced ameloblasts of erupting mouse molars. *Arch Oral Biol* 1995;**40**(7):677-80.
33. Robinson CK, J. The dynamics of amelogenesis as revealed by protein compositional studies. In: Butler WT, editor. The chemistry and biology of mineralized tissues. Birmingham, AL.: Ebsco Media Inc.; 1985. p. 248-63.
34. Schwartz RS SJ, Robbins W, Santos JD. . Fundamentals of Operative Dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, Inc 1996.
35. B ÖF, Diekwisch TGH. *Dis sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 2003.
36. Newbrun E. Dental research: problems, progress, and prognosis. *J Dent Res* 1989;**68**(10):1377-8.
37. Nicholson JW. Biologic considerations: Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach. Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc; 1996.

38. Avery JK. Dentin: Essentials of Oral Histology and Embryology. St. Louis, Mosby Inc; 1992.
39. Jansen van Rensburg B. Dentine. Oral Biology. IL, Quintessence Publishing Co, Inc;; 1995.
40. Sturdevant JRL, T.F. Sluder, T.B. Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion.: St. Louis, Mosby Inc; 2002.
41. Sano H CB, Mathews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralised and demineralised human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;**73**:1205-11.
42. Hall RC EG, Shellis RP. Biological and structural features of enamel and dentine: current concepts relevant to erosion and dentine hypersensitivity. London: Martin Dunitz Ltd; 2000.
43. D'Souza RH, K.M. Goodis, H.E. Development of the pulpodentin complex. Seltzer and Bender's Dental Pulp; 2002.
44. Trowbridge HK, S. Suda, H. Structure and functions of the dentin and pulp complex. . In: Cohen SB, R.C., editor. Pathways of the Pulp: St. Louis, Mosby Inc; 2002.
45. Okiji T. Pulp as a connective tissue. In: Hargreaves KM GH, editor. Seltzer and Bender's Dental Pulp IL, Quintessence Publishing Co, Inc; 2001. p. 95-122.
46. Lindle AG, M. Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1993;**4**:679-728.
47. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;**25**(6):441-58.
48. Mjor IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996;**41**(5):401-12.
49. Kawasaki K TS, Ishikawa T. On the daily incremental lines in human dentine. *Archs Oral Biol* 1980;**24**:939-43.
50. Camps J, Dejou J, Remusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater* 2000;**16**(6):432-40.
51. Pashley DH, Livingston MJ, Reeder OW, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine *in vitro*. *Arch Oral Biol* 1978;**23**(12):1127-33.

52. Pashley D. Pulpodentin Complex. In: Hargreves KM GH, editor. Seltzer and Bender's Dental Pulp IL, Quintessence Publishing Co, Inc; 2002. p. 63-93.
53. Van Merbeck B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adesion. In: Schwartz R, Summitt J, Robbins J, editors. Fundemantals of Operative Dentistry A Contemporary Approach. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1996. p. 141-86.
54. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding-questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1999;**1**(3):191-209.
55. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 1996;**75**(6):1396-403.
56. Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *J Dent* 2003;**31**(4):261-7.
57. Ruschel HC, Chevitaese O. Density and diameter of dentinal tubules of first and second primary human molars-comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent* 2002;**26**(3):297-304.
58. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent* 1997;**19**(4):246-52.
59. Smith AJ SA, Matthews JB, Murray PE, Lumley P.Reperative processes in dentine and pulp. In: Addy M EG, Edgar WM, Orchardson R, editor. Tooth Wear and Sensitivity London: Martin Dunitz Ltd; 2000. p. 53-66.
60. Smith AJ. Dentin formation and repair. In: Hargreves KM GH, editor. Seltzer and Bender's Dental Pulp IL, Quintessence Publishing Co, Inc; 2002. p. 41-62.
61. Murray PE, About I, Lumley PJ, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Human odontoblast cell numbers after dental injury. *J Dent* 2000;**28**(4):277-85.
62. Kusunoki M, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. The efficacy of dentine adhesive to sclerotic dentine. *J Dent* 2002;**30**(2-3):91-7.
63. Akino KO, T. Fujii, H. Machida, Y. Study on changes in the pulp chamber and coronal dentin thickness in deciduous teeth. In: Shimono M MT, Suda H,

- Takahashi K, editor. Dentin/Pulp Complex Quintessence Publishing Co, Inc; 1996. p. 289-90.
64. Van Meerbeek B, Perdigo J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;**26**(1):1-20.
 65. Lin CP, Douglas WH. Structure-property relations and crack resistance at the bovine dentin-enamel junction. *J Dent Res* 1994;**73**(5):1072-8.
 66. Zaslansky P, Friesem AA, Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: insight into tooth function. *J Struct Biol* 2006;**153**(2):188-99.
 67. Ho SP, Yu B, Yun W, Marshall GW, Ryder MI, Marshall SJ. Structure, chemical composition and mechanical properties of human and rat cementum and its interface with root dentin. *Acta Biomater* 2009;**5**(2):707-18.
 68. Bevenius J, Lindskog S, Hultenby K. The amelocemental junction in young premolar teeth. A replica study by scanning electron microscopy. *Acta Odontol Scand* 1993;**51**(3):135-42.
 69. Hall AF, Buchanan CA, Millett DT, Creanor SL, Strang R, Foye RH. The effect of saliva on enamel and dentine erosion. *J Dent* 1999;**27**(5):333-9.
 70. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci* 1996;**104**(2 (Pt 2)):151-5.
 71. Bishop K, Kelleher M, Briggs P, Joshi R. Wear now? An update on the etiology of tooth wear. *Quintessence Int* 1997;**28**(5):305-13.
 72. Mair LH. Understanding wear in dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 1999;**20**(1):19-22, 24, 26 passim; quiz 32.
 73. Kelleher M, Bishop K. Tooth surface loss: an overview. *Br Dent J* 1999;**186**(2):61-6.
 74. Bartlett DS, B.G.N. Definition, classification and clinical assesment of attrition, erosion and abrasion of enamel and dentine. LONDON: Martin Dunitz Ltd; 2000.
 75. Carranza FA. Clinical diagnosis. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1999.

76. Grippo JO. Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 1991;**3**(1):14-9.
77. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent* 1994;**22**(4):195-207.
78. Regezi JAS, J. Abnormalities of teeth. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1993.
79. Roberson TM, Sturdevant, C.M.,(Ed. T.M. Roberson, H.O. Heymann, E.J. Swift). Fundamentals in tooth preparation, 'Sturdevant's, The art and science of operative dentistry' Missouri,: Mosby Inc.; 2002.
80. Molnar S, McKee JK, Molnar IM, Przybeck TR. Tooth wear rates among contemporary Australian Aborigines. *J Dent Res* 1983;**62**(5):562-5.
81. Dahl BL, Krogstad O, Karlsen K. An alternative treatment in cases with advanced localized attrition. *J Oral Rehabil* 1975;**2**(3):209-14.
82. Abdullah A, Sherfudhin H, Omar R, Johansson A. Prevalence of occlusal tooth wear and its relationship to lateral and protrusive contact schemes in a young adult Indian population. *Acta Odontol Scand* 1994;**52**(4):191-7.
83. Barlett D, Smith BG. Definition, classification and clinical assessment of attrition, erosion and abrasion of enamel and dentine. In: Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R, editors *Tooth wear and sensitivity 1 st ed UK: Martin Dunitz* 2000:87-92.
84. Linnett V, Seow WK. Dental erosion in children: a literature review. *Pediatr Dent* 2001;**23**(1):37-43.
85. Ganss C, Schlechtriemen M, Klimek J. Dental erosions in subjects living on a raw food diet. *Caries Res* 1999;**33**(1):74-80.
86. Nunn J, Shaw L, Smith A. Tooth wear--dental erosion. *Br Dent J* 1996;**180**(9):349-52.
87. Shaw L, Smith AJ. Dental erosion — the problem and some practical solutions. *Br Dent J* 1998;**186**(3):115–18.
88. Shaw L, Weatherill S, Smith A. Tooth wear in children: an investigation of etiological factors in children with cerebral palsy and gastroesophageal reflux. *ASDC J Dent Child* 1998;**65**(6):484-6, 39.

89. Zero DT, Lussi A. Etiology of enamel erosion: intrinsic and extrinsic factors. *In: Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R, editors Tooth wear and sensitivity 1 st ed UK: Martin Dunitz 2000:p.121-39.*
90. Lussi A, Hellwig E. Erosive potential of oral care products. *Caries Res* 2001;**35 Suppl 1**:52-6.
91. Zero DT. Etiology of dental erosion--extrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 1996;**104**(2 (Pt 2)):162-77.
92. Jarvinen V, Rytomaa I, Meurman JH. Location of dental erosion in a referred population. *Caries Res* 1992;**26**(5):391-6.
93. Scheutzel P. Etiology of dental erosion-intrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 1996;**104**:178-90.
94. Robb ND, Smith BG. Prevalence of pathological tooth wear in patients with chronic alcoholism. *Br Dent J* 1990;**169**(11):367-9.
95. Young WG. The oral medicine of tooth wear. *Aust Dent J* 2001;**46**(4):236-50; quiz 306.
96. Bartlett DW, Evans DF, Anggiansah A, Smith BG. The role of the esophagus in dental erosion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;**89**(3):312-5.
97. Meurman JH, Toskala J, Nuutinen P, Klemetti E. Oral and dental manifestations in gastroesophageal reflux disease. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;**78**(5):583-9.
98. Moss SJ. Dental erosion. *Int Dent J* 1998;**48**(6):529-39.
99. Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int J Prosthodont* 2000;**13**(2):101-7.
100. Bergstrom J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. *Community Dent Oral Epidemiol* 1979;**7**(1):57-64.
101. Akgul HM, Akgul N, Karaoglanoglu S, Ozdabak N. A survey of the correspondence between abrasions and tooth brushing habits in Erzurum, Turkey. *Int Dent J* 2003;**53**(6):491-5.

102. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int* 2003;**34**(6):435-46.
103. Sangnes G. Traumatization of teeth and gingiva related to habitual tooth cleaning procedures. *J Clin Periodontol* 1976;**3**(2):94-103.
104. Gillette WB, Van House RL. Ill effects of improper oral hygiene procedure. *J Am Dent Assoc* 1980;**101**(3):476-80.
105. Gallien GS, Kaplan I, Owens BM. A review of noncarious dental cervical lesions. *Compendium* 1994;**15**(11):1366, 68-72, 74; quiz 74.
106. Johnson GL. Amalgam. Craig RG, Powers JM (Ed.). *Restorative Dental Materials* (11. bs.) (s. 288-327). St.Louis: Mosby Inc. 2002.
107. Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):448-55.
108. American Academy on Pediatric Dentistry. Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent* 2008-2009;**30**(7 Suppl):163-9.
109. Osborne JW, Summitt JB, Roberts HW. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):439-47.
110. Dunne SM, Gainsford ID, Wilson NH. Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 1: Silver amalgam. *Int Dent J* 1997;**47**(3):123-36.
111. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;**66**:57-64.
112. Garcia-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am* 2000;**44**(3):541-70.
113. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 2002;**46**(2):303-39.
114. Casagrande L, Brayner R, Barata JS, de Araujo FB. Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth--*in vitro* study. *J Dent* 2005;**33**(8):627-32.
115. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res* 1986;**65**(2):149-53.

116. Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. *Ankara, Güneş Kitabevi* 2000;**Kompozit Rezinler**.:2-20.
117. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):465-79.
118. Combe EC, Burke FJ. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update* 2000;**27**(7):326-32, 34-6.
119. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an *in vitro* study. *Dent Mater* 1994;**10**(6):353-62.
120. Hosoya Y. Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dent Mater* 1999;**15**(4):268-74.
121. Albers HF. Resin Polymerization. *Tooth-Colored Restoratives. Principles and Techniques* (9. bs.) (s. 81-110). Hamilton, Canada: BC Decker Inc. 2002.
122. Lai JH, Johnson AE. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 1993;**9**(2):139-43.
123. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent* 1992;**68**(1):56-8.
124. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 1989;**5**(1):41-4.
125. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent* 1991;**19**(5):312-6.
126. Borgmeijer PJ, Kreulen CM, van Amerongen WE, Akerboom HB, Gruythuysen RJ. The prevalence of postoperative sensitivity in teeth restored with Class II composite resin restorations. *ASDC J Dent Child* 1991;**58**(5):378-83.
127. Ciucchi B, Bouillaguet S, Delaloye M, Holz J. Volume of the internal gap formed under composite restorations *in vitro*. *J Dent* 1997;**25**(3-4):305-12.
128. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;**131**(4):497-503.

129. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;**10**(2):88-96.
130. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;**25**(6):435-40.
131. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;**17**(2):103-11.
132. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent* 1988;**60**(5):560-9.
133. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;**63**(2):146-8.
134. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998;**77**(6):1435-45.
135. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000;**79**(3):812-7.
136. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;**8**(5):310-9.
137. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001;**17**(4):359-66.
138. Donly KJ, Garcia-Godoy F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):480-8.
139. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J* 2004;**49**(3):112-21; quiz 54.
140. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;**132**(4):133-5.
141. Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *J Am Dent Assoc* 1990;**120**(1):65-8.

142. Saito S, Tosaki S, Hirota K. Characteristics of glass-ionomer cements. *In: Advances in Glass-Ionomer Cements, Ed: C L Davidson, I A Mjör Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, Chapter 1* 1999.
143. Yip HK, Smales RJ. Glass ionomer cements used as fissure sealants with the atraumatic restorative treatment (ART) approach: review of literature. *Int Dent J* 2002;**52**(2):67-70.
144. Francisconi LF, Scaffa PM, de Barros VR, Coutinho M, Francisconi PA. Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *J Appl Oral Sci* 2009;**17**(5):364-9.
145. Van Amerongen JP, Davidson CL, Opdam NJM, Roeters FJM, Kidd EAM. Restoring the tooth: 'the seal is the deal'. *In: Dental Caries The Disease and Its Clinical Management, Ed: O Fejerskov, EAM Kidd 2nd Ed Oxford: Blackwell Munksgaard, Chapter 18* 2003.
146. Nicholson JW, Anstice HM, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1992;**173**(3):98-101.
147. Aboush YE, Jenkins CB. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. *Br Dent J* 1986;**161**(5):179-84.
148. Plant CG, Shovelton DS, Vlietstra JR, Wartnaby JM. The use of glass ionomer cement in deciduous teeth. *Br Dent J* 1977;**143**(8):271-4.
149. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;**80**(3):280-301.
150. Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil* 1997;**24**(4):310-4.
151. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent* 1998;**23**(3):132-7.
152. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater* 1994;**10**(2):78-82.
153. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991;**70**(1):72-4.

154. Kovarik RE, Muncy MV. Fracture toughness of resin-modified glass ionomers. *Am J Dent* 1995;**8**(3):145-8.
155. Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1996;**12**(1):64-9.
156. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR, Ong JL. Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Contin Educ Dent* 1996;**17**(8):731-2, 34 passim; quiz 48.
157. Ewoldsen N, Herwig L. Decay-inhibiting restorative materials: past and present. *Compend Contin Educ Dent* 1998;**19**(10):981-4, 86, 88 passim; quiz 92.
158. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994;**25**(9):587-9.
159. Hse KM, Leung SK, Wei SH. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J* 1999;**44**(1):1-11.
160. Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent* 2001;**23**(1):24-7.
161. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract). *Oper Dent* 2000;**25**(3):152-4.
162. Tyas MJ. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer). *Oper Dent* 1998;**23**(2):77-80.
163. Arends J, Ruben J, Dijkman AG. Effect of fluoride release from a fluoride-containing composite resin on secondary caries: an *in vitro* study. *Quintessence Int* 1990;**21**(8):671-4.
164. Kramer N, Frankenberger R. Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent* 2007;**17**(1):2-9.
165. Francci C, Deaton TG, Arnold RR, Swift EJ, Jr., Perdigao J, Bawden JW. Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. *J Dent Res* 1999;**78**(10):1647-54.

166. Trachtenberg F, Maserejian NN, Soncini JA, Hayes C, Tavares M. Does fluoride in compomers prevent future caries in children? *J Dent Res* 2009;**88**(3):276-9.
167. el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Mechanical properties of compomer restorative materials. *Oper Dent* 1999;**24**(1):2-8.
168. Perdigao J, Swift EJ, Jr., Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. *In vitro* bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 1994;**73**(1):44-55.
169. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999;**15**(4):282-95.
170. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatr Dent* 1998;**20**(2):93-100.
171. Oulis CJ, Vadiakas GP, Vasilopoulou A. The effectiveness of mandibular infiltration compared to mandibular block anesthesia in treating primary molars in children. *Pediatr Dent* 1996;**18**(4):301-5.
172. Lee BB, White GE. Chamfered margin effects on occlusal microleakage of primary molar Class I composite resin restorations *in vitro*. *J Clin Pediatr Dent* 1998;**22**(2):113-6.
173. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent* 1999;**21**(7):439-44.
174. Fritz U, Garcia-Godoy F, Finger WJ. Enamel and dentin bond strength and bonding mechanism to dentin of Gluma CPS to primary teeth. *ASDC J Dent Child* 1997;**64**(1):32-8.
175. Malferrari S, Finger WJ, Garcia-Godoy F. Resin bonding efficacy of Gluma 2000 to dentine of primary teeth: an *in vitro* study. *Int J Paediatr Dent* 1995;**5**(2):73-9.
176. Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. *Arch Oral Biol* 1966;**11**(1):41-8.
177. Eidelman E. The structure of the enamel in primary teeth: practical applications in restorative techniques. *ASDC J Dent Child* 1976;**43**(3):172-6.

178. Kodaka T, Nakajima F, Higashi S. Structure of the so-called 'prismless' enamel in human deciduous teeth. *Caries Res* 1989;**23**(5):290-6.
179. Whittaker DK. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1982;**27**(5):383-92.
180. Garcia-Godoy F, Gwinnett AJ. Effect of etching times and mechanical pretreatment on the enamel of primary teeth: an SEM study. *Am J Dent* 1991;**4**(3):115-8.
181. Hosoya Y. The effect of acid etching times on ground primary enamel. *J Clin Pediatr Dent* 1991;**15**(3):188-94.
182. Donly KJ, Jensen ME. Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an *in vitro* comparison of three techniques. *Pediatr Dent* 1986;**8**(3):209-12.
183. Marks LA, Weerheijm KL, van Amerongen WE, Groen HJ, Martens LC. Dyract versus Tytin Class II restorations in primary molars: 36 months evaluation. *Caries Res* 1999;**33**(5):387-92.
184. Turgut MD, Tekcicek M, Olmez S. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite under different conditioning methods in primary teeth. *Oper Dent* 2004;**29**(5):515-23.
185. Papagiannoulis L, Kakaboura A, Pantaleon F, Kavvadia K. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer) in Class II restorations of primary teeth: a two-year follow-up study. *Pediatr Dent* 1999;**21**(4):231-4.
186. Attin T, Buchalla W, Hellwig E. Influence of enamel conditioning on bond strength of resin-modified glass ionomer restorative materials and polyacid-modified composites. *J Prosthet Dent* 1996;**76**(1):29-33.
187. el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Fracture strength of adhesively restored pulp-tomized primary molars. *ASDC J Dent Child* 1999;**66**(4):238-42, 28.
188. Garcia-Godoy F, Hosoya Y. Bonding mechanism of Compoglass to dentin in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1998;**22**(3):217-20.
189. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998;**48**(1):3-16.

190. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007;**51**(2):333-57, viii.
191. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;**34**(6):849-53.
192. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach* (s. 141-186). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc. 1996.
193. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965;**44**(5):895-902.
194. Nakabayashi N, Pashley DH. Acid Conditioning and Hybridization of Substrates. *Hybridization of Dental Hard Tissues* (s. 37-56). Osaka: Quintessence Publishing Co, Inc. 1998.
195. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am* 2001;**45**(1):1-6.
196. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;**26**(1):1-20.
197. Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993;**37**(3):329-40.
198. Douglas WH. Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 1989;**17**(5):209-15.
199. Hansen EK. *In vivo* cusp fracture of endodontically treated premolars restored with MOD amalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater* 1988;**4**(4):169-73.
200. Ibsen R, Ouellet D, Strassler H. Clinically successful dentin and enamel bonding. *Am J Dent* 1989;**2 Spec No**:125-31.
201. Brannström M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? *Operative Dentistry* 1987;**12**:158-63.
202. Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996;**12**(5):302-7.

203. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;**79**(6):1385-91.
204. Hirayama A. [Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentrations in biological thin specimens and its application to dental science]. *Shikwa Gakuho* 1990;**90**(8):1019-36.
205. DC J. Comparison of primary and permanent teeth. *In: Avery JA, editor Oral development and histology* 1988:180-90.
206. Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1998;**22**(4):293-8.
207. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;**131 Suppl**:20S-25S.
208. Van Meerbeek B VM, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent, Suppl* 2001;**6**:119-44.
209. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;**26**(2):95-110.
210. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;**28**(3):215-35.
211. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;**27**(1):1-16.
212. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* 1986;**11**(3):111-6.
213. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int* 1991;**22**(1):47-9.
214. Perdigao J, Denehy GE, Swift EJ, Jr. Silica contamination of etched dentin and enamel surfaces: a scanning electron microscopic and bond strength study. *Quintessence Int* 1994;**25**(5):327-33.
215. Albers HF. Resin Bonding. *Tooth-Colored Restoratives. Principles and Techniques* (9. bs.) (s. 127-156). Hamilton, Canada: BC Decker Inc. 2002.

216. White SN, Luo W, Paine ML, Fong H, Sarikaya M, Snead ML. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel. *J Dent Res* 2001;**80**(1):321-6.
217. Retief DH, Busscher HJ, de Boer P, Jongebloed WL, Arends J. A laboratory evaluation of three etching solutions. *Dent Mater* 1986;**2**(5):202-6.
218. Busscher HJ, Retief DH, Arends J. Relationship between surface-free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. *Dent Mater* 1987;**3**(2):60-3.
219. Kramer PF, Zelante F, Simionato MR. The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth. *Pediatr Dent* 1993;**15**(2):108-12.
220. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. Adhesives: Dos and Don'ts. 2000;**J.F. Roulet, M. Degrange (Ed.). Adesion: The silent revolution in dentistry (s. 45-60). Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc.**
221. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 1999;**24**(3):172-80.
222. Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. *Oper Dent* 1992;**Suppl 5**:10-7.
223. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 1971;**16**(7):731-8.
224. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. *Eur Arch Paediatr Dent* 2007;**8**(1):29-35.
225. Hosoya Y. Resin adhesion to the ground young permanent enamel: influence of etching times and thermal cycling test. *J Clin Pediatr Dent* 1994;**18**(2):115-22.
226. Gwinnett AJ, Garcia-Godoy F. Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. *Am J Dent* 1992;**5**(5):237-9.

227. Smutka S, Jedrychowski J, Caputo A. An evaluation of primary enamel pretreatments and their effects on resin retention. *J Dent Res* 1978;**57**(7-8):796-9.
228. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an *in vitro* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;**98**(2):154-60.
229. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An *in vitro* study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;**96**(6):485-92.
230. Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, Ciucchi B, Holz J. The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, *in vitro*. *J Oral Rehabil* 1998;**25**(1):45-51.
231. Mjor IA, Odont D. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. *Quintessence Int* 2001;**32**(7):537-51.
232. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;**24**(9):618-31.
233. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;**71**(8):1530-40.
234. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;**16**(3):265-73.
235. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;**Suppl 5**:81-94.
236. Tam LE, Pilliar RM. Effects of dentin surface treatments on the fracture toughness and tensile bond strength of a dentin-composite adhesive interface. *J Dent Res* 1994;**73**(9):1530-8.
237. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent* 2002;**30**(2-3):99-105.

238. Wang Y, Spencer P. Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res* 2002;**59**(1):46-55.
239. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res* 2003;**82**(2):141-5.
240. Mertz-Fairhurst EJ, Curtis JW, Jr., Ertle JW, Rueggeberg FA, Adair SM. Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *J Am Dent Assoc* 1998;**129**(1):55-66.
241. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L, et al. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials* 2006;**27**(25):4470-6.
242. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;**83**(3):216-21.
243. Stanislawczuk R, Amaral RC, Zander-Grande C, Gagler D, Reis A, Loguercio AD. Chlorhexidine-containing acid conditioner preserves the longevity of resin-dentin bonds. *Oper Dent* 2009;**34**(4):481-90.
244. Tezvergil-Mutluay A, Mutluay MM, Gu LS, Zhang K, Agee KA, Carvalho RM, et al. The anti-MMP activity of benzalkonium chloride. *J Dent* 2011;**39**(1):57-64.
245. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):456-61.
246. Kanca J, 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;**23**(1):39-41.
247. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;**25**(5):355-72.
248. Gwinnett AJ, Tay FR, Wei SHY. Bridging the gap between overly dry and overwet bonding phenomenon optimization of dentin hybridization and tubular seal. Shinomo M, Maeda T, Suda H, Takaysashi K (Ed.). *Dentin/Pulp Complex* (s. 359-363). Tokyo: Quintessence Publishing Co, Inc. 1996.

249. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 2004;**83**(11):843-8.
250. Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SC, Yiu CK, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res* 2003;**82**(7):537-41.
251. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;**20**(1):18-25.
252. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B, et al. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;**20**(4):160-7.
253. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent* 2001;**23**(6):481-6.
254. Hirayama A. Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentrations in biological thin specimens and its application to dental science. *Shikwa Gakuho* 1990;**90**(8):1019-36.
255. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ* 2004;**59**(10):413, 15-7, 19.
256. Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc* 2002;**133**(2):229-31.
257. Perdigao J, Anauate-Netto C, Carmo AR, Lewgoy HR, Cordeiro HJ, Dutra-Correa M, et al. Influence of acid etching and enamel beveling on the 6-month clinical performance of a self-etch dentin adhesive. *Compend Contin Educ Dent* 2004;**25**(1):33-4, 36-8, 40 passim; quiz 46-7.
258. Croll TP. Simplified resin-based composite sealant. *ASDC J Dent Child* 2000;**67**(3):182-5.
259. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 2002;**27**(4):403-9.
260. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. *J Dent Res* 1999;**78**(4):906-11.

261. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;**17**(4):296-308.
262. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;**17**(5):430-44.
263. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding--state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent* 1999;**20**(12):1151-62.
264. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;**73**(6):1212-20.
265. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;**10**(4):236-40.
266. Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 1995;**8**(6):297-302.
267. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry* 2001;**(Supplement 6)**:119-44.
268. Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. Tagami J, Toledano M, Prati C (Ed.). *Advanced adhesive dentistry* (p. 131-148). 3rd International Kuraray Symposium, Dec. 3-4, 1999, Granada, Spain: Kuraray Co. 2000.
269. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;**27**(1):17-28.
270. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;**83**(6):454-8.
271. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Abe Y, Fukuda R, et al. Bonding mechanism and micro-tensile bond strength of a 4-MET-based self-etching adhesive. *J Dent Res* 2000;**79 (Special Issue) Abstract 845**:249.

272. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;**3**(3):237-45.
273. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res* 2002;**63**(3):306-11.
274. Koshiro K, Sidhu SK, Inoue S, Ikeda T, Sano H. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: the nanointeraction zone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;**77**(2):401-8.
275. Akça T. Aşındırılmış ve aşındırılmamış süt dişi minesine bağlantı kuvvetlerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara. 2002.
276. Prati C, Nucci C, Toledano M, Garcia-Godoy F, Breschi L, Chersoni S. Microleakage and marginal hybrid layer formation of compomer restorations. *Oper Dent* 2004;**29**(1):35-41.
277. Mali P, Deshpande S, Singh A. Microleakage of restorative materials: an *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2006;**24**(1):15-8.
278. Smith ED, Martin FE. Microleakage of glass ionomer/composite resin restorations: a laboratory study. 1. The influence of glass ionomer cement. *Aust Dent J* 1992;**37**(1):23-30.
279. Çetiner S. Cam iyonomer simanların kenar sızıntılarının araştırılmasında kullanılan farklı iki boyanın sonuca etkileri. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 1992;**19**:415-19.
280. Morais PMR, Rodrigues, J.R, Pimenta, L.A.F. Quantitive microleakage evaluation around amalgam restorations with different treatments on cavity walls. *Oper Dent* 1999;**24**:217-22.
281. Swift EJ. Pulpal effects of composite resin restorations. *Oper Dent* 1989 1989;**14**:20-7.
282. Tarim B, Hafez AA, Cox CF. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence Int* 1998;**29**(8):535-42.

283. Maroli S, Khera SC, Krell KV. Regional variation in permeability of young dentin. *Oper Dent* 1992;**17**(3):93-100.
284. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000;**79**(3):818-23.
285. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;**15**(2):128-37.
286. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J* 1994;**44**(1):19-26.
287. Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *ASDC J Dent Child* 2001;**68**(3):161-7, 50.
288. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001;**26**(3):260-6.
289. Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;**26**(5):460-6.
290. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996;**75**(3):871-8.
291. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil* 1998;**25**(6):436-42.
292. Watts DC, Marouf AS. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dent Mater* 2000;**16**(6):447-51.
293. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999;**30**(4):249-57.
294. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995;**103**(5):322-6.

295. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994;**19**(1):26-32.
296. Curtis JW, Jr., Rueggeberg FA, Lee AJ. Curing efficiency of the Turbo Tip. *Gen Dent* 1995;**43**(5):428-33.
297. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent* 2000;**84**(5):499-505.
298. Millar BJ, Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil* 2001;**28**(6):549-52.
299. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig* 2000;**4**(3):140-7.
300. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000;**16**(5):330-6.
301. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;**119**(6):610-6.
302. Stritikus J, Owens B. An *in vitro* study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent* 2000;**24**(3):221-7.
303. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999;**78**(8):1469-76.
304. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of pulse-delay curing on *in vitro* wall-to-wall contraction of composite in dentin cavity preparations. *Am J Dent* 2001;**14**(5):295-6.
305. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation *in vitro*. *Am J Dent* 2001;**14**(3):145-7.
306. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent* 2001;**26**(4):406-11.

307. Estafan D, Agosta C. Eliminating microleakage from the composite resin system. *Gen Dent* 2003;**51**(6):506-9.
308. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater* 1998;**14**(2):106-11.
309. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper Dent* 2000;**25**(1):26-32.
310. Leinfelder KF. Is it possible to control the directional shrinkage of resin-based composites? *J Am Dent Assoc* 2001;**132**(6):782-3.
311. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent* 2001;**26**(5):498-504.
312. Applequist EA, Meiers JC. Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations. *Quintessence Int* 1996;**27**(4):253-8.
313. Sideridou I, Achilias DS, Kyriku E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials* 2004;**25**(15):3087-97.
314. Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dent Mater* 2004;**20**(5):435-40.
315. Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Wang Y, Viswanadhan T. Thermoanalytical characterization of visible light cure dental composites. *J Oral Rehabil* 1992;**19**(1):49-64.
316. Uzer ET, Ş. Poliasit modifiye kompozit rezin ile nano dolduruculu bir kompozit rezinin kenar sızıntılarının karşılaştırılması. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2005;**32**:181-90.
317. Lacy AM, Young DA. Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatr Dent* 1996;**18**(7):469-78.
318. Türkün LŞ, Ergücü, Z. Estetik Restoratif Materyallerin Mikrosızıntı Çalışmalarında Kullanılan Gereç Ve Yöntemlerin Karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2004;**21**(2):143-51.

319. Bauer JG, Henson JL. Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials. *Oper Dent* 1984;**9**(1):2-9.
320. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992;**20**(1):3-10.
321. Yap AU, Ho KS, Wong KM. Comparison of marginal sealing ability of new generation bonding systems. *J Oral Rehabil* 1998;**25**(9):666-71.
322. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2007;**11**(1):5-33.
323. Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS, Borges AF, Silva TN, Puppini-Rontani RM, et al. Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent* 2006;**34**(6):381-8.
324. Daou MH, Attin T, Gohring TN. Clinical success of compomer and amalgam restorations in primary molars. Follow up in 36 months. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009;**119**(11):1082-8.
325. Donly KJ, Segura A, Kanellis M, Erickson RL. Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc* 1999;**130**(10):1459-66.
326. Duggal MS, Toumba KJ, Sharma NK. Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: a 24-month evaluation. *Br Dent J* 2002;**193**(6):339-42.
327. Fuks AB, Araujo FB, Osorio LB, Hadani PE, Pinto AS. Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars. *Pediatr Dent* 2000;**22**(6):479-85.
328. Hubel S, Mejare I. Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *Int J Paediatr Dent* 2003;**13**(1):2-8.
329. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig* 2005;**9**(4):209-14.
330. Cvar J, Ryge G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. US DHEW Document, US Public Health Service 790244, Printing Office, San Francisco, pp 1-42. (and reprinted as Cvar J, Ryge G. Reprint of

- criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 2005 Dec;9(4):215-32). 1971.
331. Ryge G. Clinical criteria. *Int Dent J* 1980;30(4):347-58.
332. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Oncag O, Eronat C, Kose T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach: results at 24 months. *J Am Dent Assoc* 2006;137(11):1529-36.
333. Hse KM, Wei SH. Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *J Am Dent Assoc* 1997;128(8):1088-96.
334. Qvist V, Laurberg L, Poulsen A, Teglers PT. Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *Eur J Oral Sci* 2004;112(2):188-96.
335. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Int Dent J* 2007;57(5):300-2.
336. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-47.
337. Douglas WH, Chen CJ, Craig RG. Neutron activation analysis of microleakage around a hydrophobic composite restorative. *J Dent Res* 1980;59(9):1507-10.
338. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent* 1990;3(5):192-4.
339. Johnson WT, Zakariasen KL. Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983;56(3):305-9.
340. Karadağ S. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Üniv DişHek Fak Derg* 2005;15(2):80-87.
341. Ayyıldız S UA, Yüzügüllü B. Dişhekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009;19(3):219-26.

342. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig* 2002;**6**(4):244-8.
343. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. *In vitro* microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int* 2004;**35**(1):29-34.
344. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent* 2002;**27**(6):628-35.
345. Heinrich R, Kunzel W. Diagnosis and treatment of carious dentine. *J Int Assoc Dent Child* 1986;**17**(1):5-8.
346. Crim GA, Mattingly SL. Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J Prosthet Dent* 1981;**45**(2):160-3.
347. Mathis RS, DeWald JP, Moody CR, Ferracane JL. Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. *J Prosthet Dent* 1990;**63**(5):522-5.
348. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent* 2007;**9 Suppl 1**:77-106.
349. Dietrich T, Kraemer M, Losche GM, Roulet J. Marginal integrity of large compomer Class II restorations with cervical margins in dentine. *J Dent* 2000;**28**(6):399-405.
350. Robertson D, Leeb IJ, McKee M, Brewer E. A clearing technique for the study of root canal systems. *J Endod* 1980;**6**(1):421-4.
351. Swanson K, Madison S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J Endod* 1987;**13**(2):56-9.
352. M. TI. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. . *Hacettepe Diş Hek Fak Dergisi* 1993;**17**(1-4):11-15.
353. de Magalhaes CS, Serra MC, Rodrigues Junior AL. Volumetric microleakage assessment of glass-ionomer-resin composite hybrid materials. *Quintessence Int* 1999;**30**(2):117-21.

354. Spangberg LS, Acierno TG, Yongbum Cha B. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage studies using dye penetration methods. *J Endod* 1989;**15**(11):548-51.
355. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;**14**(4):252-8.
356. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 2001;**3**(4):295-308.
357. Rhome BH, Solomon EA, Rabinowitz JL. Isotopic evaluation of the sealing properties of lateral condensation, vertical condensation, and Hydron. *J Endod* 1981;**7**(10):458-61.
358. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent* 1992;**20**(1):55-8.
359. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985;**53**(1):50-3.
360. Tangsgoolwatana J, Cochran MA, Moore BK, Li Y. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. *Quintessence Int* 1997;**28**(7):467-77.
361. Komfield B. Study of clinical behaviour of resins in operative dentistry. *J Dent Res* 1953;**32**:714-15.
362. Powis DR, Prosser HJ, Shortall AC, Wilson AD. Long-term monitoring of microleakage of composites. Part I: Radiochemical diffusion technique. *J Prosthet Dent* 1988;**60**(3):304-7.
363. Leinfelder KF, O'Neal SJ, Mueninghoff LA. Use of Ca(OH)₂ for measuring microleakage. *Dent Mater* 1986;**2**(3):121-4.
364. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Oper Dent* 1992;**17**(1):13-20.
365. Holtan JR, Nystrom GP, Douglas WH, Phelps RA, 2nd. Microleakage and marginal placement of a glass-ionomer liner. *Quintessence Int* 1990;**21**(2):117-22.

366. M. T. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. . *E. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 1994;**15**:132-38.
367. Delivanis PD, Chapman KA. Comparison and reliability of techniques for measuring leakage and marginal penetration. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982;**53**(4):410-6.
368. Pradelle-Plasse N, Wenger F, Picard B, Colon P. Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology. *Dent Mater* 2004;**20**(5):425-34.
369. Cox CF. Evaluation and treatment of bacterial microleakage. *Am J Dent* 1994;**7**(5):293-5.
370. Zivkovic S BS, Pavlica D. . Bacterail penetration of restored cavities. . *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;**34**(7):547-53.
371. Matharu S, Spratt DA, Pratten J, Ng YL, Mordan N, Wilson M, et al. A new in vitro model for the study of microbial microleakage around dental restorations: a preliminary qualitative evaluation. *Int Endod J* 2001;**34**(7):547-53.
372. Pickard HM, Gayford JJ. Leakage at the Margins of Amalgam Restorations. *Br Dent J* 1965;**119**:69-77.
373. Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;**92**(2):163-9.
374. Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent* 2007;**98**(4):270-6.
375. Haikel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. *J Endod* 2000;**26**(3):148-52.
376. Ciucchi B BS, Hola J. Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintessence Int* 1990; 663-69.
377. Kakaboura A, Rahiotis C, Watts D, Silikas N, Eliades G. 3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites. *Dent Mater* 2007;**23**(3):272-8.

378. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dent Mater* 2009;**25**(12):1509-16.
379. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001;**29**(2):123-30.
380. Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent* 1976;**4**(5):199-206.
381. Raskin A, Tassery H, D'Hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, et al. Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent* 2003;**16**(3):207-10.
382. Osorio R, Toledano M, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR. Effect of load cycling and in vitro degradation on resin-dentin bonds using a self-etching primer. *J Biomed Mater Res A* 2005;**72**(4):399-408.
383. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J* 1982;**153**(6):223-7.
384. Stanley HR. An urgent plea for a standardized bonding (adhesion) test. *J Dent Res* 1993;**72**(10):1362-3.
385. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent* 1995;**74**(6):575-85.
386. Gale MS, Darvell BW, Cheung GS. Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent* 1994;**22**(6):370-5.
387. Hilton TJ, Schwartz RS, Ferracane JL. Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int* 1997;**28**(2):135-44.
388. Pioch T, Sorg T, Stadler R, Hagge M, Dorfer CE. Resin penetration through submicrometer hiatus structures: a SEM and CLSM study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;**71**(2):238-43.
389. Giannini M, Seixas CA, Reis AF, Pimenta LA. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Restor Dent* 2003;**15**(1):43-8; discussion 49.

390. Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater* 1998;**14**(5):347-52.
391. Munksgaard EC, Itoh K, Jorgensen KD. Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo- and load-cycling. *J Dent Res* 1985;**64**(2):144-6.
392. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil* 2002;**29**(6):546-52.
393. Helvatjoglou-Antoniades M, Theodoridou-Pahini S, Papadogiannis Y, Karezis A. Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Oper Dent* 2000;**25**(4):316-23.
394. Türkün L.S. CeEU. Farklı kavite tiplerinde kendinden asitli adeziv sistemlerin kenar sızıntılarının incelenmesi. *EÜ Dis Hek Fak Derg* 2004;**25**:55-61.
395. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992;**8**(3):181-4.
396. Schuckar M, Geurtsen W. Proximo-cervical adaptation of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *J Oral Rehabil* 1997;**24**(10):766-75.
397. Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent* 2001;**26**(6):603-8.
398. Rossi RR, Aranha AC, Eduardo Cde P, Ferreira LS, Navarro RS, Zezell DM. Microleakage of glass ionomer restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Dent Child (Chic)* 2008;**75**(2):151-7.
399. Tulunoglu O, Tulunoglu I, Ulusu T, Genc Y. Penetration of radiocalcium at the margins of resin and glass ionomer dentine bonding agents in primary and permanent teeth. *J Dent* 2000;**28**(7):481-6.
400. I. Yavuz AHA. New Method for Measurement of Surface Areas of Microleakage at the Primary Teeth by Biomolecule Characteristics of Methylene Blue. . *Biotechnol & Biotechnol Eq* 2005;**19**(1).
401. Fuks AB, Chosack A, Eidelman E. Assessment of marginal leakage around Class II composite restorations in retrieved primary molars. *Pediatr Dent* 1990;**12**(1):24-7.

402. Pediatric Dentistry. AAPD. Guideline on pediatric restorative dentistry. . *Pediatr Dent* 2012-2013;**34**(6):214-21.
403. Osborne JW, Albino JE. Psychological and medical effects of mercury intake from dental amalgam. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 1999;**12**(3):151-6.
404. Croll TP, Bar-Zion Y, Segura A, Donly KJ. Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth. A retrospective evaluation. *J Am Dent Assoc* 2001;**132**(8):1110-6.
405. Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Monting JS. Class II restorations with a polyacid-modified composite resin in primary molars placed in a dental practice: results of a two-year clinical evaluation. *Oper Dent* 2000;**25**(4):259-64.
406. Caceda JH. The use of resin-based composite restorations in pulpotomized primary molars. *J Dent Child (Chic)* 2007;**74**(2):147-50.
407. Qvist V, Poulsen A, Teglers PT, Mjor IA. The longevity of different restorations in primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 2010;**20**(1):1-7.
408. Komatsu H, Shimokobe H, Kawakami S, Yoshimura M. Caries-preventive effect of glass ionomer sealant reapplication: study presents three-year results. *J Am Dent Assoc* 1994;**125**(5):543-9.
409. Poulsen S, Laurberg L, Vaeth M, Jensen U, Haubek D. A field trial of resin-based and glass-ionomer fissure sealants: clinical and radiographic assessment of caries. *Community Dent Oral Epidemiol* 2006;**34**(1):36-40.
410. Markovic D, Petrovic B, Peric T, Mandic J. Prophylactic properties of fluoride-releasing dental materials. *MJoM* [Electronic Journal], Erişim: [http://www.metalurgija.org.rs/mjom/vol14/No_2/4DEJAN.pdf%5D]. Erişim Tarihi: 28.07.2012. 2010.
411. Croll TP, Helpin ML, Donly KJ. Vitremer restorative cement for children: three clinicians' observations in three pediatric dental practices. *ASDC J Dent Child* 2000;**67**(6):391-8, 74.
412. Croll TP, Killian CM, Helpin ML. A restorative dentistry renaissance for children: light-hardened glass ionomer/resin cement. *ASDC J Dent Child* 1993;**60**(2):89-94.

413. Croll TP, Helpin ML. Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC J Dent Child* 1995;**62**(1):17-21.
414. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J* 2008;**53**(4):325-31.
415. Akbay Oba A, Sonmez IS, Sari S. Clinical evaluation of a colored compomer in primary molars. *Med Princ Pract* 2009;**18**(1):31-4.
416. Andersson-Wenckert IE, Folkesson UH, van Dijken JW. Durability of a polyacid-modified composite resin (compomer) in primary molars. A multicenter study. *Acta Odontol Scand* 1997;**55**(4):255-60.
417. Demirci M, Ersev H, Sancakli HS, Topcubasi M. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract) in Class III cavities: 5-year results. *Am J Dent* 2006;**19**(5):293-6.
418. Scientific Compendium. Dyract eXtra. The evidence-based restorative. *Dentsply DeTrey, Konstanz* 2003.
419. Directions for use. Dyract AP. Advanced Performance Compomer Restorative. *Dentsply DeTrey, Konstanz* 1998(http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/Dyract_AP_English.pdf).
420. Abate PF, Bertacchini SM, Polack MA, Macchi RL. Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence Int* 1997;**28**(8):509-12.
421. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Davidson CL. Sealing ability of two "compomers" applied with and without phosphoric acid treatment for Class V restorations *in vivo*. *J Prosthet Dent* 1998;**79**(2):131-5.
422. Luo Y, Tay FR, Lo EC, Wei SH. Marginal adaptation of a new compomer under different conditioning methods. *J Dent* 2000;**28**(7):495-500.
423. el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Compomers adaptation to Class I and V cavities in permanent teeth. *ASDC J Dent Child* 2000;**67**(1):29-36, 8.
424. Yap AU, Lim CC, Neo JC. Marginal sealing ability of three cervical restorative systems. *Quintessence Int* 1995;**26**(11):817-20.

425. Cortes O, Garcia C, Perez L, Bravo LA. A comparison of the bond strength to enamel and dentin of two compomers: an in vitro study. *ASDC J Dent Child* 1998;**65**(1):29-31.
426. Megid FY, Salama FS. Shear bond strength of Dyract compomer material to dentin of primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 1997;**21**(4):305-10.
427. Nordenvall KJ, Brannstrom M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod* 1980;**78**(1):99-108.
428. Tandon S, Kumari R, Udupa S. The effect of etch-time on the bond strength of a sealant and on the etch-pattern in primary and permanent enamel: an evaluation. *ASDC J Dent Child* 1989;**56**(3):186-90.
429. Sardella TN, de Castro FL, Sanabe ME, Hebling J. Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent* 2005;**33**(5):355-62.
430. Bolanos-Carmona V, Gonzalez-Lopez S, Briones-Lujan T, De Haro-Munoz C, de la Macorra JC. Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dent Mater* 2006;**22**(12):1121-9.
431. Hosoya Y, Kawada E, Ushigome T, Oda Y, Garcia-Godoy F. Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;**77**(2):241-8.
432. Dt. Soley ARSLAN YDDMÜ, Yrd.Doç.Dr. Özgür ER,, Yrd.Doç.Dr. Burak SAĞSEN DHE. Effect of Different Light Devices on Microleakage of Class II Slot Preparation Restorated with Different Adhesive Systems. *H.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2008;**32**(1):38-48.
433. Stalin A, Varma BR. Comparative evaluation of tensile-bond strength, fracture mode and microleakage of fifth, and sixth generation adhesive systems in primary dentition. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2005;**23**(2):83-8.
434. Er K, Tasdemir T, Bayramoglu G, Siso SH. Comparison of the sealing of different dentin bonding adhesives in root-end cavities: a bacterial leakage study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;**106**(1):152-8.

435. Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Osorio E. Differential effect of in vitro degradation on resin-dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives. *J Biomed Mater Res A* 2006;**77**(1):128-35.
436. Fakhri M, Seraj B, Shahrabi M, Motahhary P, Hooshmand T. Effect of salivary contamination on microleakage of resin composites placed with a self-etch adhesive in primary teeth: an in vitro study. *Pediatr Dent* 2009;**31**(4):334-9.
437. Aranha AC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo Cde P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med* 2005;**37**(2):172-7.
438. Koliniotou-Koumpia E, Dionysopoulos P, Koumpia E. *In vivo* evaluation of microleakage from composites with new dentine adhesives. *J Oral Rehabil* 2004;**31**(10):1014-22.
439. Baygin O, Korkmaz FM, Arslan I. Effects of different types of adhesive systems on the microleakage of compomer restorations in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser in primary teeth. *Dent Mater J* 2012;**31**(2):206-14.
440. Perdigao J, Gomes G, Duarte S, Jr., Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent* 2005;**30**(4):492-9.
441. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;**28**(26):3757-85.
442. Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent* 1998;**23**(5):244-9.
443. Mustafa Demirci F.Ö, Mahmut Kuşdemir, Hande Şar Sancaklı, Şölen Karakaya. Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin v. sınıf kavitelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg* 2007;**16**:29-38.
444. Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *Am J Dent* 2001;**14**(3):163-9.
445. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;**21**(5):397-412.

446. Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dent Mater* 2007;**23**(9):1114-9.
447. Jumlongras D, White GE. Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1997;**21**(3):223-9.
448. el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Paediatr Dent* 1998;**8**(2):103-14.
449. Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent* 2006;**31**(5):569-76.
450. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent* 1998;**26**(2):147-56.
451. Blunck U, Knitter K, Jahn KR. Six-month clinical evaluation of XP BOND in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent* 2007;**9 Suppl 2**:265-8.
452. Scientific Compendium. XP Bond universal total-etch adhesive. *Dentsply DeTrey, Konstanz* 2006.
453. Manhart J, Trumm C. Marginal adaptation of an etch-and-rinse adhesive with a new type of solvent in class II cavities after artificial aging. *Clin Oral Investig* 2010;**14**(6):699-705.
454. Lattaa MA. Shear bond strength and physicochemical interactions of XP Bond. *J Adhes Dent* 2007;**9 Suppl 2**:245-8.
455. Delme KI, Deman PJ, De Moor RJ. Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *J Oral Rehabil* 2005;**32**(9):676-85.
456. El-Housseiny AA, Farsi N. Sealing Ability of a Single Bond Adhesive in Primary Teeth. An *In Vivo* Study. *Int J Paediatr Dent* 2002;**12**(4):265-70.
457. Macari S, Goncalves M, Nonaka T, Santos JM. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J* 2002;**13**(1):33-8.

458. Asakawa T, Manabe A, Itoh K, Inoue M, Hisamitsu H, Sasa R. Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2001;**25**(3):231-6.
459. Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent* 1999;**24**(3):181-8.
460. Rekha CV, Varma B, Jayanthi. Comparative evaluation of tensile bond strength and microleakage of conventional glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement and compomer: An in vitro study. *Contemp Clin Dent* 2012;**3**(3):282-7.
461. Bravis T, Pilecki P, Wilson RF, Fenlon M, Watson TF, Foxton RM. Effect of loading on the microtensile bond strength and microleakage of a self-etching and etch-and-rinse adhesive in direct class II MOD composite restorations in vitro. *Dent Mater J* 2012;**31**(6):924-32.

EKLER

Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Raporu



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Tip Fakültesi Dekanlığı 06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
E-posta: selmak@hacettepe.edu.tr

Sayı: B.30.2.HAC.0.20.05.04 / 390

13 Temmuz 2010

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 24 HAZİRAN 2010 PERŞEMBE
Toplantı No : 2010/3
Proje No : FON 10/12
Karar No : FON 10/12 -34

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Ayşe Nil Altay'ın sorumlu araştırmacısı olduğu, Dt. İrem Güzeler, Prof. Dr. Hamdi Çelik ve Yrd. Doç. Dr. İlkan Tatar ile birlikte çalışacakları FON 10/12 kayıt numaralı ve "Süt ve Daimi Dişlerde Kullanılan Dentin Adezivlerin Universal Özelliklerinin Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesi" başlıklı proje önerisi Komisyonumuzda değerlendirilmiş olup, uygun bulunmuştur.

- | | | |
|-----------------------------------|----------|-----------|
| 1. Prof. Dr. Rüştü Onur | (Başkan) | |
| 2. Prof. Dr. Murat Yurdakök | (Üye) | |
| 3. Prof. Dr. İbrahim Haznedaroğlu | (Üye) | |
| 4. Prof. Dr. Arzu Topeli İskit | (Üye) | |
| 5. Prof. Dr. Erdem Aydın | (Üye) | |
| 6. Prof. Dr. İnci Erdemli | (Üye) | KATILMADI |
| 7. Prof. Dr. Tanju Besler | (Üye) | |
| 8. Prof. Dr. Haydar A. Demirel | (Üye) | KATILMADI |
| 9. Prof. Dr. Zafer Çehreli | (Üye) | KATILMADI |
| 10. Prof. Dr. Osman Abbasoğlu | (Üye) | KATILMADI |
| 11 Av. Meltem Onurlu. | (Üye) | |