

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI DENTİN BAĞLAYICI SİSTEMLERİN SÜT VE
SÜREKLİ DİŞLERDEKİ MAKASLAMA BAĞLANMA
KUVVETLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE REZİN-DENTİN
ARA YÜZEYLERİNİN TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU
(SEM) VE GEÇİRMELİ ELEKTRON MİKROSKOBU (TEM) İLE
İNCELENMESİ**

Barış KARABULUT

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Firdevs TULGA ÖZ

2007-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Pedodonti Doktora Programı

Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

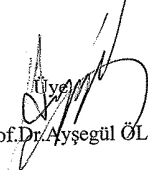
Tez Savunma Tarihi:
11.04.2007

Jüri Başkanı
Prof. Dr. Şaziye ARAS


Üye
Prof. Dr. Leyla DURUTÜRK


Üye
Prof. Dr. Erman AKBULUT

Üye
Prof. Dr. Firdevs TULGA ÖZ


Üye
Prof. Dr. Ayşegül ÖLMEZ

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	iv
Simgeler ve Kısaltmalar	v
Şekiller	vi
Çizelgeler	vii
Resimler	viii
1. GİRİŞ	1
1. 1. Dentinin Yapısal Özellikleri	2
1.1.1. Dentinin Histolojik Yapısı	2
1.1.1.2. Dentin Kanalları	3
1.1.1.3. Peritübüler Dentin	3
1.1.1.4. İntertübüler Dentin	3
1.1.1.5. Odontoblast Uzantıları	4
1.1.2. Dentinin Kimyasal Yapısı	4
1.1.3. Dentinin Fiziksel Yapısı	5
1.1.3.1. Dentinin Yorulma Direnci	5
1.1.3.2. Dentinin Mikrosertliği	6
1.1.3.3. Dentinin Elastikiyet Modülü	6
1.1.4. Dentinin Geçirgenliği (Permabilite)	7
1.1.5. Süt Dişi Dentininin Yapısal Özellikleri ve Sürekli Diş Dentininden Farklılıkları	7
1.2. Estetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller	8
1.2.1. Kompozit Rezinler	8
1.2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	10
1.2.3. Hibrit Restoratif Materyaller	10
1. 3. Adeziv Diş Hekimliği	11
1.3.1. Mineye Adezyon	12
1.3.2. Dentine Adezyon	13

1.4.	Bağlayıcı Sistemler (Bonding Ajanlar)	15
1.4.1.	Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimi ve Sınıflandırılması	16
1.4.1.1	Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması	17
1.4.1.1a.	Birinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	17
1.4.1.1b.	İkinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	18
1.4.1.1c.	Üçüncü Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	18
1.4.1.1d.	Dördüncü Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	18
1.4.1.1e.	Beşinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	19
1.4.1.1f.	Altıncı Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	19
1.4.1.1g.	Yedinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler	20
1.4.1.2.	Bağlayıcı Sistemlerin Smear Tabakası Üzerine Etkilerine Göre Sınıflandırılması	20
1.4.1.2a.	Smear Tabakasını Modifiye Eden Dentin Bağlayıcı Sistemler	20
1.4.1.2b.	Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Dentin Bağlayıcı Sistemler	20
1.4.1.2c.	Smear Tabakasını Çözen Dentin Bağlayıcı Sistemler	21
1.4.1.3.	Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması	21
1.4.1.3a.	Total-Etch Bağlayıcı Sistemler	21
1.4.1.3b.	Self-Etch Bağlayıcı Sistemler	24
1.4.1.4.	Bağlayıcı Sistemlerin Yapılarında Bulunan Çözücü Tiplerine Göre Sınıflandırılması	25
1.4.1.5.	Cam İyonomer Bağlayıcı Sistemler	26
1.4.2.	Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimiyle Kullanılmaya Başlayan Bazı Terimler	27
1.4.3.	Bağlayıcı Sistemlerin Klinik Uygulamalarında Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar	34
1.4.4.	Bağlayıcı Sistemlerin Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanımı	35
1.5.	Bağlayıcı Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi	36
1.5.1.	Bağlanma Kuvveti (Bond Strength) Testleri	36

1.5.2. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	40
1.6. Geçirmeli Elektron Mikroskobu (TEM) Hakkında Genel Bilgiler	40
1.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Hakkında Genel Bilgiler	41
1.8. Bağlayıcı Sistemlerle Yapılan Çalışmalardan Örnekler	41
1.9. Tez Çalışmasının Amacı	44
2. GEREÇ ve YÖNTEM	45
2.1. Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması	45
2.2. Dentin Yüzeylerine Bağlayıcı Sistemlerin Uygulanması ve Kompozit Resin Örneklerin Hazırlanması	46
2.2.1. Scotchbond Multi Purpose	47
2.2.2. Gluma Comfort Bond	48
2.2.3. Prompt-L-Pop	49
2.3. Makaslama Bağlanma Kuvveti Testinin Uygulanması	50
2.4. Dentin Yüzeyi ve Kompozit Resin Ara Yüzünde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	51
2.5. Resin-Dentin Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmesi	52
2.6. Resin-Dentin Ara Yüzeylerinin Geçirmeli Elektron Mikroskobunda İncelenmesi	53
2.7. İstatistiksel Analiz	55
3. BULGULAR	56
3.1. Süt ve Sürekli Dişlerde Farklı Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Makaslama Bağlanma Kuvveti Değerlerinin In Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi	56
3.1.1. Çalışmamızda Elde Ettiğimiz Makaslama Bağlanma Kuvveti Değerlerinin Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi ile Değerlendirilmesi	60
3.2. Bağlanma Kuvveti Testi Sırasında Resin-Dentin Ara Yüzünde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin In Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi	61
3.3. Resin-Dentin Ara Yüzeylerinin ve Hibrit Tabakasının Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmesi Sonucu Elde Edilen Bulgular	65

3.4.	Rezin-Dentin Ara Yüzeylerinin Geçirmeli Elektron Mikroskopunda İncelenmesi Sonucu Elde Edilen Bulgular	70
4.	TARTIŞMA	74
5.	SONUÇ ve ÖNERİLER	115
	ÖZET	118
	SUMMARY	119
	KAYNAKLAR	120
	ÖZGEÇMİŞ	134

ÖNSÖZ

Farklı bağlayıcı sistemleri süt ve sürekli diş dentinlerinde karşılaştırmayı amaçladığımız tez çalışmamızda; bilgisi, ilgisi ve sevgisiyle gecesini gündüzüne katıp bu tezin gerçekleşmesinde en büyük katkıya sahip olan saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Firdevs Tulga Öz'e;

Tez izleme komitesindeki değerli hocalarım Prof. Dr. Şaziye Aras ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ayşegül Ölmez'e;

A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarıma, asistan arkadaşlarıma ve kürsü çalışanlarına;

İnstron ve stereo mikroskop çalışmalarında yardımlarını esirgemeyen Protez Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve asistanlarına;

TEM çalışmalarındaki yardımı ve desteğinden dolayı Ankara Üniversitesi Histoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Esra Erdemli'ye;

SEM çalışmalarındaki yardım ve gayretlerinden dolayı T.P.A.O. Araştırma Merkezi Grup Başkan Yardımcısı Nihat Bozdoğan ve Fizik Mühendisi Abdullah Öner'e;

İstatistik değerlendirmelerin yapılmasında emeği geçen Orta Doğu Teknik Üniversitesi İstatistik Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. İnci Batmaz'a;

Çalışmamın her aşamasında verdikleri destekle mensubu olmaktan gurur duyduğum Türk Silahlı Kuvvetleri'ndeki komutanlarıma;

Her türlü maddi ve manevi desteği veren ve beni bugünlere getiren canım anneme, babama ve kardeşlerime;

Ve tabii ki; her zaman yanımda olan, bu tezin her aşamasında çok emeği bulunan değerli ve güzel eşime sonsuz teşekkürler ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bis-GMA:	Bisglisidil Metakrilat
BPDM:	Bifenil Dimetakrilat
4-META:	4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit
EDTA:	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
GCB:	Gluma Comfort Bond
GPa:	Gigapaskal
HEMA:	Hidroksietilmetakrilat
MPa:	Megapaskal
N:	Normalite
NTG-GMA:	N-toliglisin Glisidil Metakrilat
PLP:	Prompt-L-Pop
PMDM:	Piomellitik Asit Dimetilmetakrilat
SBMP:	Scotch Bond Multi Purpose
SEM:	Tarayıcı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SiC:	Silikon Karbür
TEGDMA:	Trietilen Glukol Dimetakrilat
TEM:	Geçirmeli Elektron Mikroskobu (Transmission Electron Microscope)
UDMA:	Üretan Dimetakrilat

ŞEKİLLER

- Şekil 3.1.** Süt ve sürekli dişlerdeki ortalama makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.
- Şekil 3.2.** Üç bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerdeki ortalama makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin gösterilmesi.
- Şekil 3.3.** Süt ve sürekli dişlerdeki hibrit tabakası kalınlığının grafiksel olarak gösterilmesi.
- Şekil 3.4.** SBMP ve GCB materyallerindeki hibrit tabakası kalınlığının grafiksel olarak gösterilmesi.

ÇİZELGELER

- Çizelge 1.1.** Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, üç basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.
- Çizelge 1.2.** Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, iki basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.
- Çizelge 1.3.** Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, self-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.
- Çizelge 1.4.** Bağlayıcı sistemlerde kullanılan üç çözücü materyalin temel özellikleri (Van Meerbeek ve ark., 2001b).
- Çizelge 1.5.** Çözücü tipine göre bağlayıcı sistemlerin sınıflandırılması (Van Meerbeek ve ark., 2001b).
- Çizelge 1.6.** Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, cam iyonomer bağlayıcı sistemlerin avantaj ve dezavantajları.
- Çizelge 2.1.** Çalışmada kullanılan bağlayıcı sistemler, üretici firmaları, isim kodları ve sınıflandırılmaları.
- Çizelge 2.2.** Çalışmamızda kullanılan bağlayıcı sistemlerin içerikleri ve kullanım teknikleri.
- Çizelge 3.1.** Tüm gruplardan elde edilen ortalama bağlanma kuvveti değerlerini, standart sapma değerlerini ve örnek sayılarını gösteren tanımlayıcı istatistiksel tablo.
- Çizelge 3.2.** İki Yönlü Varyans Analizi Testi'ne göre farklılık gösteren kriterler ve gruplar arası etkileşimler (*= $p<0.05$).
- Çizelge 3.3.** Tüm alt gruplar arasındaki farklılıkları gösteren çizelge(istatistiksel fark düzeyi, $p<0.05$).
- Çizelge 3.4.** Kompozit rezin ve diş yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri ve yüzdeleri.
- Çizelge 3.5.** Süt ve sürekli dişlerde elde edilen ortalama ($\pm$ SS) hibrit tabakası kalınlıkları (μ m).

RESİMLER

- Resim 2.1. a,b,c** Çalışmamızda dişlerin gömülmesinde kullanılan teflon kalıbın ve kalıba gömülmüş örneklerin görüntüsü.
- Resim 2.2.** Çalışmamızda kullanılan SBMP (3M ESPE); üç basamaklı total -etch bağlayıcı sistem.
- Resim 2.3.** Çalışmamızda kullanılan GCB (Hereaus Kulzer); iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem.
- Resim 2.4.** Çalışmamızda kullanılan PLP (3M ESPE); self-etch bağlayıcı sistem.
- Resim 2.5.** Çalışmamızdaki kompozit rezin blokların hazırlanmasında kullanılan Valux Plus (3M ESPE); geleneksel hibrit kompozit rezin materyali.
- Resim 2.6.** İnstron cihazında kompozit ve diş örneklerinin birleşim bölgesine metal çubuğun uygulanması.
- Resim 2.7. a,b,c** SEM incelemesi için hazırlanan dentin yüzeyinin, akrilik rezin ile sabitlenmiş ve ikiye ayrılmış diş örneğinin görüntüsü.
- Resim 2.8.** Aşındırıldıktan sonra Micracut kesit alma cihazına yerleştirilmiş örneğin görüntüsü.
- Resim 2.9.** İkinci kesim işlemi sonucunda TEM incelemesi için elde edilen 1-1,5 mm kalınlığındaki dentin diski.
- Resim 2.10.** Araldite 6005'e gömülmüş örnekler.
- Resim 3.1.** Süt dişi dentininde koheziv kırık.
- Resim 3.2.** Süt dişinde adeziv kırık.
- Resim 3.3.** Süt dişinde karışık kırık.
- Resim 3.4.** Sürekli diş dentininde koheziv kırık.
- Resim 3.5.** Sürekli dişte adeziv kırık.
- Resim 3.6.** Sürekli dişte karışık kırık.
- Resim 3.7.** Süt dişi dentininde Scotchbond Multi Purpose bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.
- Resim 3.8.** Sürekli diş dentininde Scotchbond Multi Purpose bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.
- Resim 3.9.** Süt dişi dentininde Gluma Comfort Bond bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.
- Resim 3.10.** Sürekli diş dentininde Gluma Comfort Bond bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

- Resim 3.11.** Süt dişi dentininde Prompt-L-Pop bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.
- Resim 3.12.** Sürekli diş dentininde Prompt-L-Pop bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.
- Resim 3.13.** Süt dişi dentininde Scotchbond Multi Purpose bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.
- Resim 3.14.** Sürekli diş dentininde Scotchbond Multi Purpose bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.
- Resim 3.15.** Süt dişi dentininde Gluma Comfort Bond bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.
- Resim 3.16.** Sürekli diş dentininde Gluma Comfort Bond bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.
- Resim 3.17.** Süt dişi dentininde Prompt-L-Pop bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.
- Resim 3.18.** Sürekli diş dentininde Prompt-L-Pop bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

1. GİRİŞ

Tarih boyunca toplumları etkileyen en önemli enfeksiyöz hastalıklardan biri olan diş çürüğünün etyolojisi, teşhisi ve tedavisi ile ilgili günümüzüze kadar pek çok gelişme olmuştur. Başarılı bir amalgam restorasyon için Black tarafından önerilen kavite prensipleri, diş dokularında aşırı madde kaybına yol açmaktadır. Bunun yanında amalgamın diş dokularından farklı genleşme ve büzülme katsayısına sahip olması, ağızda galvanik akıma yol açabilmesi, içeriğindeki civa sebebiyle toksisite riski yaratması ve estetik kaygılar, alternatif restoratif materyal arayışlarına sebep olmuştur. Son yıllarda yetişkinlerde olduğu gibi çocuklarda da estetik gereksinimler önem kazanmıştır. Erken çocukluk dönemi çürükleri nedeniyle dişleri etkilenmiş çocuklarda, estetik özelliklere sahip olan rezin esaslı dolgu materyalleri tercih edilmektedir. Modern bağlayıcı teknikler hekimlere, çürük diş dokusunu uzaklaştırırken, sağlam dokuyu koruma imkanı sağlamış ve bu sayede minimal müdahale kavramına uygun dolguların yapılabilmesi mümkün olmuştur.

Mine ve dentin yüzeyine asit uygulaması ile yüzeyin pürüzlendirilmesi ve ortaya çıkan mikropöröz yapıya akıcılığı yüksek bir monomer yapının (bağlayıcı sistem) penetrasyonu rezin esaslı dolgu materyallerinin dişe tutunmasında temel mekanizmayı oluşturmaktadır (Marshall ve ark., 1997; Van Meerbeek ve ark., 2001b).

Restoratif diş hekimliği uygulamalarında dentinin yapısal özellikleri göz önünde bulundurulması gereken temel konulardan biridir (Perdigao, 2002; Sengün ve ark., 2002). Yıllar boyunca, bağlayıcı tekniklerin gelişmesiyle restoratif ve koruyucu diş hekimliği ciddi ilerlemeler göstermesine rağmen, dentinin kompleks biyolojik yapısı hala önemli bir problemdir (Swift ve ark., 1995; Marshall ve ark., 1997). Yüksek organik içerik, mineralizasyon derecesindeki değişiklik ve açığa çıkan dentin tübülllerinden sürekli olarak dışa doğru akan dentin sıvısının varlığı, dentin dokusuna olan bağlanmayı mineye göre daha zor hale getirmektedir (Erickson, 1992; Swift ve ark., 1995; Pashley ve Carvalho 1997). Dentin sıvısı, normalde pulpadan dışarı doğru

hareket ettiği için dentin yüzeyi her zaman nemlidir. Bu da hidrofobik özellik taşıyan rezinlerin bağlanmasını olumsuz yönde etkilemektedir (Dayangaç, 2000, s.: 28).

1.1. Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin dokusu odontoblast hücrelerinin salgıladığı kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşmuştur. Yapısal olarak dentin, mine-dentin sınırından pulpaya uzanan kanal ve kanalcıklar sisteminden oluşur, damar ve sinir içermez. Kuronda minenin altında, kökte sementin altında konumlanmış olan dentin dokusu, diş sert dokuları arasında en fazla hacme sahip olan dokudur. Dentin, mineye oranla daha yumuşak bir dokudur ve hafif plastik özellik gösterir. Koronal bölgede mineyi destekler ve kırılmalara karşı direnç sağlar (Swift ve ark., 1995; Marshall ve ark., 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 22-35).

1.1.1. Dentinin Histolojik Yapısı

Dentin yapımından sorumlu olan hücreler odontoblastlardır. Dentinin pulpaya bakan yüzeyini odontoblast hücreleri oluşturur. Odontoblastlar embriyogenezis esnasında ektomezenşimal hücrelerden köken almışlardır. Bu hücreler, ameloblastlardan ayrılarak ekstraselüler matriks salgırlar. Ayrıca odontoblast uzantıları dentin kanalları içine uzanmış durumdadır (Swift ve ark., 1995; Marshall ve ark., 1997).

Dentin yapımı (dentinogenezis), iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada kalsifiye olmamış matriks sentezlenir ki; buna predentin denir. İkinci aşama, mineralizasyondur. Ancak yeterli kalınlıkta bir predentin tabakası oluşmadan mineralizasyon başlamaz. Mineralizasyon hızı, matriks oluşumuna paralel seyreder. Yani, matriks mineralizasyonu tamamlandığında alttaki predentin kalınlığı hep sabit kalır. Dentin oluşumu ve kalsifikasyonu kesici kenarlar ve tüberkül tepelerinden başlar ve içeriye doğru ritmik bir şekilde konik tabakalar halinde yığılma gösterir. Koronal ve apikal dentin oluştuğunda primer dentin yapımı tamamlanmış olur (Sasaki ve Garant, 1996).

Dentin kanalları, peritübüler dentin, intertübüler dentin ve odontoblast uzantıları dentinin histolojik yapısını oluşturur (Sattabanasuk ve ark., 2004).

1.1.1.2. Dentin Kanalları

Dentin kanalları, mine-dentin sınırından pulpa-dentin sınırına uzanan tübüller sistemidir. Bu tübüller yapının içinde odontoblast uzantıları denilen odontoblast hücrelerine ait protoplazmik uzantılar yer alır. Gençlerde dentin kanallarının çapı pulpa odası yakınlarında 3-4 μm iken, mine-dentin sınırına doğru 1 μm 'ye kadar düşer. Ayrıca yaşlanmayla birlikte kanal çapı daralır. Dentin kanalları kuronda mineye kadar uzanırken, kökte sement sınırına gelmeden sonlanırlar. Kanallar, etraflarındaki ince kollar sayesinde komşu kanalcıklarla anastomoz yaparlar. Dentin kanallarının her birinin içini bir odontoblast uzantısı doldurur. Bunlara Thomes Lifleri denir. Bu liflerden arta kalan boşluğu dentin lenfi doldurur. Normalde hiçbir kanalın içinde kan damarı ve hücre bulunmaz. Ancak pulpanın bazı patolojik hallerinde lökosit ve odontoblastların kanal içine girdikleri görülür (Marshall ve ark., 1997) .

1.1.1.3. Peritübüler Dentin

Dentin kanallarının hemen çevresinde bulunan yüksek kristal özelliğe sahip olan hipermineralize dentine peritübüler dentin denir. Dentin dokusunun mineral içeriği; intertübüler dentin ve peritübüler dentin olmak üzere iki bölgede toplanmıştır (Van Meerbeek ve ark., 2001a).

1.1.1.4. İntertübüler Dentin

Tübüller arasında bulunan daha az mineralize olan dentine intertübüler dentin denir ve dentin dokusunun esas gövde kısmını oluşturur. İntertübüler dentin hibrit tabakası oluşumunda esas rol oynayan kısımdır. Kollajenden zengin intertübüler dentin yüzeyden derinlere doğru miktar olarak azalma gösterse de, dentinin mineralizasyon derecesi, büyük oranda farklılık göstermez. Bunun sebebi, derinlere inildikçe

kollajenden zengin intertübüler dentin azalırken, hipermineralize peritübüler dentinin aynı oranda artması, böylelikle yüzeyde ve derinde ortalama mineralizasyonun eşit kalmasıdır. Dentinde, yüzeyden derine doğru inildikçe kollajen miktarı da azalır. Bunun sebebi muhtemelen, derin dentinin yüzeyel dentine göre daha geniş kanal çapına sahip olmasıdır. Böylece derin dentin yüzeyel dentine göre daha az intertübüler kollajen içerir (Van Meerbeek ve ark., 2001a).

1.1.1.5. Odontoblast Uzantıları

Dentin kanallarının içinde seyreden, içleri stoplazma ile dolu olan, ince duvarlı hücre uzantılarıdır. Odontoblast uzantıları köken aldıkları odontoblast hücresine en yakın oldukları bölgede en kalın çapta iken, dentin yüzeyine doğru ilerledikçe daralırlar ve en uçta dallanarak sonlanırlar. Odontoblast uzantıları seyirleri boyunca yan dallar verirler ve bunlar komşu kanallardaki odontoblast uzantılarının yan dallarıyla anastomoz yaparlar (Sasaki ve Garant, 1996; Marshall ve ark., 1997) .

1.1.2. Dentinin Kimyasal Yapısı

Dentin, minenin tersine daha az mineralize bir dokudur. Ortalama % 70'i inorganik madde, % 30'u organik madde ve sudan oluşur. İnorganik içerik mine ve sement dokusuna benzer şekilde hidroksiapatittir. Dentindeki apatit kristallerinde karbonat oranı yüksek, kalsiyum oranı düşüktür. Bu durum çözünürlüğün artmasına sebep olur ve iyon değişimlerine hazır bir yüzey meydana getirir. Bu yüzeyler ideal adezyon için potansiyel aktif bölgelerdir. Organik içerik yüksek oranda kollajen ve sudan oluşur. Kollajen fibriller demetler yaparlar ve dentin yüzeyine paralel, kanallara dik veya geniş açıda olmak üzere birbirlerini çaprazlar tarzda uzanırlar. Dentin dokusunun içeriğindeki suyun büyük kısmı dentin kanallarının içine dağıldığından ve kanalların yoğunluğu dentin derinliğine göre değiştiğinden dentin içerisindeki su oranı da lokalizasyona göre farklılık gösterebilir. Dentinin en düşük su konsantrasyonu dişin dış yüzeyine en yakın tabakada iken, en yüksek su konsantrasyonu derin dentindedir. Dentin dokusundaki bu organik ve inorganik yapıların oranları kişiden kişiye, yaşa, dentinin dişte bulunduğu bölgeye göre değişir. Bunların dışında başka proteinler ve

organik içerikler de küçük oranlarda dentin yapısında bulunmaktadır (Marshall, 1993; Marshall ve ark., 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 21; Dayangaç, 2000; s.: 28).

1.1.3. Dentinin Fiziksel Yapısı

Genç insanların dentinleri genellikle açık sarı renktedir. Çok sert ve kırılgan olan minenin aksine elastiktir ve bir kuvvet uygulandığında şekil değiştirebilir. Kemiğe çok benzemekle beraber daha serttir. Mineralizasyonu mineden daha az olduğundan daha opak görünür (Marshall ve ark., 1997). Dentinin fiziksel özellikleri; yorulma direncini, mikrosertliğini, elastisitesini ve geçirgenliğini kapsamaktadır.

1.1.3.1 Dentinin Yorulma Direnci

Dişler, vücudun diğer organlarına göre daha sert olmalarına rağmen, travmalarla kırılabilirler ya da gıdalarla bile yapılarında mikro çatlaklar oluşabilir. Mine dokusuna göre kırılabilirliği daha az olan dentin dokusu, minenin hemen altında konumlanmış daha esnek bir doku oluşu ile mineye destek olmaktadır. Ancak, minenin aşırı miktarda aşınması halinde, oklüzal yüzeylerde dentinin açığa çıkması söz konusudur. Böyle bir durumda dentin dokusunun dayanıklılığının az olması sebebiyle dişte hızlı bir aşınma meydana gelebilir. Dişlerin hiçbir neden olmadan kırılmaları nadirdir. Genellikle çürüğe bağlı madde kayıplarında, endodontik veya restoratif işlemler sonucu yapısı zayıflamış dişlerde kırıklar oluşur. Bu gibi diş zayıflatan koşullar altında dentin yorgunluğu olarak adlandırılan bir dizi değişim söz konusu olur. Bu nedenle, araştırmacıların en önemli amaçlarından biri de dentin yorgunluğunu minimuma indirecek materyalleri ve teknikleri geliştirmektir (Marshall, 1993; Marshall ve ark., 1997). Kollajen fibriller genellikle dentin içinde düzensiz dağılmış olsalar da, aslında kanallar çevresinde dairesel olarak konumlanmışlardır. Rezin ve kollajen fibriller arasında yakın ilişki olduğundan, fonksiyon esnasında strese maruz kaldıklarında ve zaman içerisinde kollajen-rezin bağlantısında yorgunluk gelişebilir. Ayrıca, tam bir bağlantı oluşmıyorsa, hem rezin

materyalde hem de kollajen fibrillerde zamanla birbirlerinden bağımsız olarak yorgunluk meydana gelebilir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 22).

1.1.3.2. Dentinin Mikrosertliği

Dentinin sertlik derecesinin yüzeyel bölgelerden derin bölgelere inildikçe azaldığı araştırmacılar tarafından ortaya konulmuştur. Dentin derinliği arttıkça gözlenen bu sertlik azalışı, tübüler dentin miktarındaki artışa ve intertübüler dentin matriksinin sertliğinin azalmasına bağlanmıştır. Araştırmacılar ayrıca, peritübüler dentinin intertübüler dentinden çok daha sert olduğunu bildirmişlerdir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 23).

1.1.3.3. Dentinin Elastikiyet Modülü

Yük altında deformasyona uğramış malzemenin tekrar eski halini alma özelliğinin ölçüsüne elastikiyet modülü denir. Elastikiyet modülü; Newton/mm², megapaskal (MPa) veya gigapaskal (GPa) birimindedir. Mineralize dentinin elastikiyet modülü 14-19 (GPa) arasındadır ve 230-270 MPa arasındaki basınca, 45-138 MPa arasındaki makaslama kuvvetlerine dayanıklıdır. Peritübüler dentinin elastikiyet modülü 29,8 GPa iken, intertübüler dentinin elastikiyet modülü 17,7 GPa olarak bildirilmiştir. Ancak asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında dentin yüzeyinin mineral fazında değişiklikler olur, bazı proteinler çözünür, kollajen fibriller açığa çıkar ve dentin matriksi demineralize olur. Tüm bu değişiklikler sonucunda dentin dokusunun fiziksel özelliklerinde de farklılıklar izlenir. Demineralize dentin matriksi, oldukça yumuşak ve elastik bir kıvama gelir. Nemli demineralize dentin matriksinin elastikiyet modülü 5 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer mineralize dentinin elastikiyet modülünden 1000 kat daha azdır. Bu değişimin klinik açıdan önemi ise, demineralize dentinin hava ile kurutulduğunda fibrillerin oluşturduğu ağ yapının kolayca büzülmesi ve bağlayıcı sistem monomerlerinin emilimini etkilemesidir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 23).

1.1.4. Dentinin Geçirgenliği (Permeabilite)

Geçirgenlik, bir maddenin diğer bir madde içinde hareketini veya bir bariyer madde arasından diğer tarafa geçişini tanımlamaktadır. Dentin geçirgenliği günümüz restoratif diş hekimliği tedavilerinde büyük önem taşımaktadır, çünkü mevcut bağlayıcı sistemlerin çoğu rezinlerin dentine penetrasyonu veya infiltrasyonu esasına dayanmaktadır. Dentinde iki tür geçirgenlik söz konusudur. Birincisi; dentin kanalları içindeki sıvının hareketidir ve dentin hassasiyeti ile ağrıdan sorumludur. Dentin geçirgenliğinin bu tipi dentin kanalları içindeki sıvı aracılığıyla yabancı maddelerin pulpaya geçişini sağlayan geçirgenliktir. Dentin geçirgenliğinin ikinci türü ise, monomerin demineralize intertübüler dentine infiltrasyonudur. Bu olaya ‘intertübüler dentinal permeabilite’ denir (Van Meerbeek ve ark., 1993). Rezin monomerin dentin kanalları içine penetre olarak rezin uzantıları oluşturması da ‘intratübüler dentin geçirgenliğine’ bir örnektir. Her iki geçirgenlik tipi de tedavi koşullarına ve kullanılan materyallere bağlıdır (asit, primer kullanımı gibi) ve dentine bağlanma açısından önemlidir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.. 29).

1.1.5. Süt Dişi Dentininin Yapısal Özellikleri ve Sürekli Diş Dentininden Farklılıkları

Süt dişi dentini prenatal ve postnatal dentin olmak üzere iki tabakadan oluşur. Prenatal dentin daha yoğun ve homojen, postnatal dentin ise daha az yoğun ve daha pöröz yapıdadır. Dentin kanalcıklarının doğrultusu süt ve sürekli dişlerin kole bölgelerinde değişiktir. Süt dişlerinde dentin kanalcıkları bu bölgede düz doğrultudayken, sürekli dişlerde daha kıvrıntılıdır. Ayrıca süt dişi dentini sürekli diş dentininin yarı kalınlığındadır. Süt ve sürekli dişlerde peritübüler ve intertübüler dentindeki kalsiyum ve fosfor miktarında fark bulunamamıştır. Ancak süt dişlerinde peritübüler dentin, sürekli dişlerden 2-5 kat daha kalındır (Asakawa ve ark., 2001; Agostini ve ark., 2001). Ayrıca, süt dişi dentini sürekli dişe göre daha fazla bölgesel değişkenlik gösterir (Sumikawa ve ark., 1999).

1.2. Estetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Estetik diş hekimliği, 1955 yılında Buonocore'un pürüzlendirilmiş mineye rezin bağlama çalışmalarıyla yeni bir yön kazanmıştır. O zamandan bu yana, bağlayıcı materyaller ve teknikler büyük bir hızla gelişmiştir (Tyas ve Burrow, 2004). Günümüzde estetik amaçla kullanılan restoratif materyaller üç grup altında incelenebilir (McLean, 1996).

1.2.1. Kompozit Reziner

Restoratif diş hekimliğinde materyal seçimindeki kıstaslardan biri, diş sert dokularıyla güçlü ve uzun süreli bağlanma kapasitesidir. Bu tür bir bağlanma mikrosızıntıyı azaltır, çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilir (Al-Ehaideb ve Mohammed, 2000). Bu kıstastan yola çıkan bağlayıcı teknikleri kullanan rezin esaslı dolgu materyalleri başlangıçta çürük ve kırık diş yapılarının restorasyonu için kullanılmıştır. Buna ilave olarak, bağlayıcı teknikler estetik olmayan renk ve şekil gösteren dişlerde de kullanılabilir. Diestema kapatmak veya renkleşmeyi gizlemek mümkündür. Bu materyaller estetik özellikleri ve amalgamın toksisitesi nedeniyle amalgam alternatifleri olarak gündeme gelmişlerdir (Van Meerbeek ve ark., 1998a).

Diş hekimliğinde rezin terimi ilk defa 1962 yılında bir tür akrilik rezin olan Bisglisidil metakrilat (Bis-GMA) formülünün tanıtılması ile kullanılmaya başlanmıştır. Zaman içinde birçok değişikliğe uğrayan restoratif rezinler, özellikle üstün estetik özellikleri ve diş sert dokularına adezyonu sayesinde oldukça ilgi görerek amalgama ciddi bir alternatif oluşturmuştur. Günümüzde rezin esaslı materyaller; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara bağlayıcılardan oluşmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2001a; Friedman, 2001; Lopes ve ark., 2002).

Bis-GMA, Bisfenol-A ile glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu oluşan çift fonksiyonlu bir üründür. Daha sonra bu yapıya çok benzeyen ürean dimetakrilat (UDMA) üretilmiştir. UDMA'da farklı olarak Bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini bir izosiyonat grubu almıştır. Bis-GMA ve UDMA visköz olduklarından çok daha düşük

viskoziteye sahip ve alifatik bir monomer olan trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ile dilüe edilirler. Piyasadaki rezin esaslı dolgu materyallerinin matriksini çoğunlukla iki ana formül olan Bis-GMA ve UDMA oluşturmaktadır (Friedman, 2001; Lopes ve ark., 2002). Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere tek başına karşı koyabilecek kadar yeterli olmadığından, restoratif rezine mekanik direnci sağlamak amacı ile farklı boyut, şekil ve çeşitte inorganik doldurucular ilave edilmektedir. Böylece mineye benzer bir ışık geçirgenliği ve aynı zamanda organik matriks hacminde azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de nispeten bir azalma sağlanmaktadır. Doldurucuların diğer bir katkısı ise, kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesine yardımcı olmaktır (Friedman, 2001; Lopes ve ark., 2002).

Rezin esaslı materyaller doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre makro dolduruculu, mikro dolduruculu ve hibrit olmak üzere üç grupta incelenmektedir. Makro dolduruculu kompozitlerin en önemli dezavantajı, cilalanabilirliklerinin az olmasıdır. Bu nedenle plak birikimine uygun alanlar oluşur ve renk uyumu bozularak estetik problemler ortaya çıkar. Mikro dolduruculu kompozitler cilalanabilirlikleri sayesinde yüksek estetik özellikler gösterir. Makro dolduruculu kompozitlerin fiziksel ve mekanik üstünlüğü ile mikro dolduruculu kompozitlerin düzgün yüzey özelliğini bir araya getirmek amacıyla geliştirilen hibrit kompozitler çok amaçlı restorasyonların yapılabilmesini sağlamıştır. Hibrit kompozitler genellikle 0,6-5 µm boyutundaki partiküllere sahip olan rezinlerin matriksine 0,04 µm boyutundaki mikrofil doldurucuların ilavesiyle elde edilirler. Mikrofil doldurucular rezin matrikse destek veren bir etkiye sahiptirler ve teorikte rezinin streslere dayanabilme kapasitesini artırarak mikro çatlak oluşumunu azaltırlar. Hibrit kompozitler, makrofil ve mikrofillere göre daha üstün fiziksel özellik ve klinik performansa sahip olmalarına rağmen, mikrofil dolduruculu kompozitler cilalanabilirlik açısından daha üstün özelliklere sahiptirler (Wakefield ve Kofford, 2001).

Günümüzde birçok firma universal kompozitleri üretmişlerdir. Bütün kavite preparasyonlarında kullanılmak üzere tasarlanmış yeni formüller 0,60 ve 0,95 µm arasında değişen boyutta doldurucu partikül içerir. Bunların birçoğu da rezin esaslı

dolgu materyalinin uygulanmasını kolaylaştırmak amacıyla mikrofil kollaidal silika içerir (Price ve ark., 2003).

1.2.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Tyas ve Burrow (2004), cam iyonomer simanların 1970 yılında Wilson ve Kent tarafından bulunduğunu, 1977 yılında da Mclean ve Wilson tarafından ilk kez tanıtıldığını bildirmişlerdir. Tozu, floro-alumina silikat cam tanecikleri; likiti ise, poliakrilik asitten oluşmaktadır. Etkin örtücülük özelliği, flor iyonları salmasıyla sağlanan karyostatik etkisi, rezin esaslı dolgu materyallerinin altında stres kırıcı olarak rol oynaması cam iyonomerlerin uzun yıllardır başarıyla kullanımını sağlamıştır (Mclean, 1996; Tyas ve Burrow, 2004).

1.2.3. Hibrit Restoratif Materyaller

Cam iyonomer simanlardaki gelişmelere rağmen, neme karşı hassasiyet ve polimerizasyonun hekim tarafından istenilen zamanda başlatılamaması problem olarak devam etmiş, bu problemlerin üstesinden gelebilmek için cam iyonomer kimyası ve iyi bilinen rezin kimyasının birleştirilmesi üzerine çalışmalar başlamıştır (Guggenberger ve ark., 1998).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar;

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar; modifiye polialkenoik asit, hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi suda çözünür bir metakrilat, iyon salan cam ve sudan oluşmaktadır (Bertacchini ve ark., 1999). Kimyasal olarak, rezin ışıqla sertleştirilirken cam iyonomerlerin asit-baz reaksiyonu devam etmektedir. Bu materyal, geleneksel cam iyonomerlere göre estetik ve fiziksel özelliklerinin artması nedeniyle popüler olmuştur (Wakefield ve Koffor, 2001).

Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer);

Poliasit modifiye kompozit rezinlerin organik fazını ışıkla polimerize olabilen dimetakrilat monomer ve bir karboksilik asit grubu, inorganik fazını ise inorganik florürler ve floroalimünosilikat cam gibi florür salan doldurucular oluşturmaktadır (Meyer ve ark., 1998; Sales ve ark., 2003). Materyal polimerizasyon yoluyla sertleşir ve asit-baz reaksiyonu karboksilik grup ve dolduruculardan salınan katyonlar arasında yavaş bir biçimde gerçekleşir. Polimerizasyon, sertleşmede daha fazla rol almaktadır. Asit-baz reaksiyonu ise sadece suyun varlığında gerçekleşmektedir (Sales ve ark., 2003). Poliasit modifiye kompozit rezinlerin, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha az florür saldığı, fotoaktivasyon olmadan meydana gelen asit-baz reaksiyonuna sahip olmadığı için daha çok bir rezin esaslı dolgu materyali gibi davrandığı belirtilmiştir (Vermeersch ve ark., 2001).

1.3. Adeziv Diş Hekimliği

Dental materyallerin son yıllarda sürekli geliştirilmesindeki amaç, restoratif materyaller ve diş dokusu arasında bir bağ oluşturmaktır. Oluşturulacak bağlanma, restorasyon esnasında diş yapısının daha fazla korunmasını ve restorasyonun klinik ömrünün uzamasını sağlayacaktır (Perdigao, 2002).

1955'te asitle pürüzlendirme tekniğinin tanıtılmasından sonra, minimal kavite preparasyonu ile daha estetik tedaviler yapılmaya başlanmıştır (Dayangaç, 2000, s.: 23; Van Meerbeek ve ark., 2001a; Perdigao, 2002). Koruma için genişletme prensibini ortadan kaldıran, restoratif materyallerin diş dokularına adezyonu esasına dayanan yaklaşım, adeziv diş hekimliği kavramı ile ifade edilmektedir. Adezyon, farklı iki materyalin yüzeyler arası kuvvetlerle birbirine bağlanmasıdır. Adezyonu sağlamak üzere kullanılan film tabakası ya da materyale adeziv, uygulandığı materyale ise aderent denir. Bu terminolojiye göre bağlayıcı sistemler adeziv, diş yüzeyleri ise aderenttir (Duke, 1993; Dayangaç, 2000, s.: 21).

Ara yüzeyler arasındaki bağlanmalar genel olarak, meydana gelen atomik bağlanma tipine göre adlandırılır. Buradan yola çıkarak, bağlanma; fiziksel, kimyasal ve/veya mekanik olarak sınıflandırılır (Nakabayashi ve Pashley, 1998; s.: 5; Van Meerbeek ve ark., 2001a). Fiziksel bağlanma zayıf ve dayanıksız bir bağlantı türüdür ve kimyasal olarak birbirinden farklı ve düzgün yüzeyler arasında meydana gelir. Kimyasal bağlanma, genellikle birbirinden farklı materyaller arasında gerçekleşir ve bağlanma kuvveti (bond strength) çok düşüktür. Mekanik bağlanma, pürüzlü bir yapı ile (asitle pürüzlendirilmiş dentin) materyalin (bağlayıcı sistem) kenetlenmesidir ve adezyon için çok önemlidir (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Bağlayıcı-aderent ilişkisini etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar; bağlayıcı materyalin yüzey gerilim değeri, aderent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı ve bağlayıcı materyalin aderent yüzeyle yaptığı temas açısıdır (Dayangaç, 2000, s.: 22). Başarılı bir adezyon gerçekleşebilmesi için bağlayıcı sistemin yüzey gerilim değeri aderentin yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır. Aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı, yani bağlayıcı sistemin temas açısı olabildiğince küçük olmalıdır. Ayrıca, iyi bir adezyon sağlamak için yüzeylerin birbirine maksimum derecede yaklaşması ile mikroskobik olarak çok sıkı bir ara yüzey elde edilir. İki katı materyalin birbirine yapışması oldukça zordur. Katı yüzeyler ne kadar düzgün olursa olsun yan yana getirildiklerinde yalnızca çıkıntı noktaları temas etmektedir. Örneğin iki cam yüzey birbirleri ile temas ettirildiğinde adezyon meydana gelmez, fakat arada film şeklinde bir su tabakası varsa camları birbirinden ayırmak oldukça güçleşir. Böylece, katı materyallerin arasında daha büyük temas alanları oluşturabilecek sıvıların kullanılması ile çok daha kuvvetli bir adezyon meydana gelebilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b, 2003). Adezyon açısından bu özellikler, minede dentine nazaran daha iyidir (Dayangaç, 2000, s.: 22; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

1.3.1. Mineye Adezyon

Günümüzde, rezin esaslı materyallerin ‘mineye’ bağlanması modern restoratif diş hekimliğinde rutin ve güvenilir bir işlem haline gelmiştir (Swift ve ark., 1995; Van Meerbeek ve ark., 1998a; Sano ve ark., 1999; Van Meerbeek ve ark., 2001a; Lopes ve

ark., 2002; Perdigao, 2002; Yeşilyurt ve Bulucu, 2006). Mine dokusu sahip olduğu yüksek yüzey enerjisinden dolayı bağlayıcı sistemlerin bağlanmasına elverişlidir. Mine dokusuna asit uygulandıktan sonra smear tabakası ortadan kalkar, prizmatik ve interprizmatik mine kristalleri çözülerek mikro pöröziteyi artırır, sonuç olarak minenin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve bağlanma alanı artar. Bu sayede, rezin esaslı restoratif materyaller için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşur. Bağlayıcı sistemler oluşan pöröz alanlara akarak buralarda polimerize olur ve mikro mekanik bir bağlantı gerçekleşir (Retief, 1992; Swift ve ark., 1995; Hannig ve ark., 1999).

1.3.2. Dentine Adezyon

Bağlayıcı sistemler, minede oldukça başarılı olmalarına rağmen dentinde uzun yıllar istenen sonuçları sağlayamamış, ancak yıllar içerisinde bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesiyle başarılı sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır. Dentine adezyonda yaşanan zorluklar, dentin dokusunun histolojik, kimyasal ve fiziksel yapısının mineye göre oldukça farklı olmasından kaynaklanmaktadır (Swift ve ark., 1995; Dayangaç, 2000, s. 28; Yeşilyurt ve Bulucu, 2006).

Dentinin özellikleri; dişin yaşına, konumuna ve dentinin pulpaya olan mesafesine göre farklılıklar gösterir. Dentinin su içeriğinin önemli bir kısmını tübüller içindeki sıvı oluşturduğu için yüzeyel dentinle derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş tübüller vardır. Dolayısıyla derin dentin, yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir (Erickson, 1992; Van Meerbeek ve ark., 2001a). Tübüller içindeki sıvı, belirli bir basınçla (intrapulpal basınç) pulpadan dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Dentin yüzeyi kurutulsa bile, intrapulpal basınç nedeniyle daha sonra tekrar nemli hale gelir (Swift ve ark., 1995; Marshall ve ark., 1997; Özyurt ve Ulusoy, 1999).

Dentine bağlanmayı etkileyebilecek en önemli etkenlerden birisi de smear tabakasının varlığıdır. Smear tabakası döner uçlu aletlerle dentinin kesilmesi sonucu meydana gelen debrislerin yüzeye çökmesiyle oluşan, 0,5-5 µm kalınlığında bir tabakadır. Yapısında inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları,

kan hücreleri, bakteri ve tükürük bulunmaktadır. Smear tabakası, dentin tübüllerini tıkayıp, bu dokunun yüzeyini örterek adeta bir difüzyon bariyeri oluşturur ve ağız sıvılarının, bakterilerin pulpaya geçişini engeller. Ancak rezinlerin dentine olan bağlanma kuvvetini de azaltır (Joynt ve ark., 1991; Eick ve ark., 1992; Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.. 17).

Dentinin yapısına ve kimyasal içeriğindeki bölgesel farklılığa bağlı olarak geçirgenliği de farklılık gösterir. Geçirgenlik, bir maddenin difüzyon bariyeri içine kolayca nüfuz edebilmesi ve buradan geçebilmesi olarak tanımlanır. Açılmış dentinde, tübüller içindeki sıvının pulpadan dışarıya doğru olan hareketine ‘transdental geçirgenlik’ denir. Transdental geçirgenlik hem dentin hassasiyetine hem de dentin yüzeyinin sürekli nemli olmasına neden olur. Bağlayıcı rezin monomerlerin yüzeyden tübüllere infiltre olabilmesine ise ‘intratübüler dentin geçirgenliği’ denir. Intratübüler dentin geçirgenliğinin birkaç mikron olması bile, rezin uzantıların oluşarak tübüllerin örtülmesi ve rezinin tutuculuğu için yeterlidir. Intratübüler dentin geçirgenliğini zorlaştıran faktörler, basınç altındaki dentin sıvısının pulpadan dışarı doğru sürekli hareketi ve sklerotik dentinde tübüllerin tıkanmasıdır (Perinka ve ark., 1992; Zhang ve ark., 1998; Rosales ve ark., 1999).

İntertübüler dentin geçirgenliği olarak tanımlanan intertübüler dentine rezin infiltrasyonu ise büyük ölçüde, asitle pürüzlendirmeden sonraki yüzey demineralizasyonuna bağlıdır. Demineralize dentin içine rezinin infiltrasyonu genellikle asitlenmiş yüzeyden doğrudan penetre olmasıyla gerçekleşir. Bununla birlikte, rezin monomerlerin asitleme sonucu açığa çıkmış peritübüler dentin ağızlarından da difüzyon yoluyla intertübüler demineralize kollajen ağ içine infiltre olabilmesi mümkündür. Resin infiltrasyonunun bu mekanizması derin dentinde yüzeyel dentinden çok daha iyi intertübüler resin infiltrasyonu sağlar. Çünkü dentinal tübüller bu bölgede birbirlerine daha yakındır. Hem intratübüler hem de intertübüler geçirgenlik; resin uzantıları oluşturmak, düzgün ve sürekli resin-dentin hibrit tabakasını meydana getirmek, dentin yüzeyini sızdırmaz bir şekilde kapatmak, yüksek bağlanma kuvvetini sağlayabilmek için önemlidir. Dentin tübülleri ve intertübüler dentin, yüzeyel dentinden derin dentine doğru değiştiği için bu bölgelerdeki bağlanma

karakteri ve kuvveti de değişecektir. Yüzeyel dentinde daha az tübül ve daha çok intertübüler dentin varlığı nedeniyle, bu bölgedeki bağlanmadan büyük ölçüde intertübüler dentinin geçirgenliği sorumlu olacaktır. Derin dentinde ise dentin tübülleri daha fazla olduğu için bağlantıdan büyük oranda intratübüler geçirgenlik sorumlu olacaktır (Perinka ve ark., 1992; Pashley ve ark., 1993; Pashley ve ark., 1995; Swift ve ark., 1995; Pashley ve Carvalho, 1997).

Asitle pürüzlendirilmiş minenin yüzey enerjisi bağlayıcı sistemin yayılmasını kolaylaştıracak şekilde artmış olmasına karşın, asitle pürüzlendirilmiş dentin intrapulpal basınçla dentin yüzeyine çıkan dentin lenfi nedeniyle hidrofilik karakterdedir (Pashley ve Carvalho, 1997; Zhang ve ark., 1998; Rosales ve ark., 1999). Yüzey düzenleyiciler ve primerler bağlayıcı sistemin tekniğine bağlı olarak ıslak ve kuru kollajenin yüzey enerjisini, bağlayıcı rezinin yüzey enerjisine uyumlu hale getirmek için kullanılır. Bağlanma kuvveti, rezinin demineralize dentin içinde derine penetrasyonundan daha çok, düzenli ve kaliteli bir bağlanma ara yüzeyinin sağlanmasıyla ilgilidir (Pashley ve ark., 1995; Pashley ve Carvalho, 1997).

Son yıllarda dentine olan adezyonun mineye olan adezyon seviyesine çıkarılması için çalışılmakta, dentine adezyondaki sorunlar büyük bir hızla gelişmekte olan bağlayıcı sistemlerle aşılma istenmektedir. Çünkü bağlayıcı sistemler ve dentin arasında iyi bir bağlanma sağlanması rezin restorasyonların başarısının artması için önemlidir (Swift ve ark., 1995; Van Meerbeek ve ark., 1998a; Sano ve ark., 1999; Van Meerbeek ve ark., 2001a; Lopes ve ark., 2002; Perdigao, 2002).

1.4. Bağlayıcı Sistemler (Bonding Ajanlar)

Bağlayıcı sistemler, rezin esaslı restoratif materyallerin dişlere tutunmasında çok önemli rol oynayan dental materyallerdir (Swift ve ark., 1995; Walshaw ve McComb, 1996; Van Meerbeek ve ark., 1998a; Sano ve ark., 1999; Swift, 2002). Çürük lezyonlarının etiyolojisi, teşhisi ve tedavisi hakkında yeni bilimsel bilgilerin varlığı, diş ve rezin esaslı restorasyonların arasında kullanılan yeni bağlayıcı sistemlerin tanıtımı, geniş diş preparasyonlarına olan ihtiyacı azaltmıştır (Swift ve ark., 1995).

Rezin esaslı materyaller ve bağlayıcı sistemlerden oluşan bu adeziv restorasyonlar günümüzde çürük diş dokularının tedavisini, kırık dişlerin ve şekil bozukluğu gösteren ön grup dişlerin restorasyonunu mümkün kılmaktadır. Materyallerdeki ilerlemeler sayesinde, endikasyonlar ön grup dişlerden arka grup dişlere de kaymaktadır. Restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanma yetenekleri; kavite preparasyonu, ortodontik tedavi, çürüğün önlenmesi, protezlerin yapıştırılması gibi uygulamalarda değişikliğe yol açmıştır (Perdigao, 2002).

Restorasyonların klinik ömürlerini uzatmak, dünya çapında yürütülen dental materyal araştırmalarının ana amacıdır (Perdigao, 2002). Çünkü restorasyonun her değişimi sağlam diş dokusunun bir miktar daha kaybedilmesine ve daha karmaşık restorasyonlara ihtiyaç duyulmasına sebep olmaktadır. Modern bağlayıcı tekniklerdeki gelişmeler, hekimlere sağlam diş dokusunu koruma imkanı tanımıştır. (Burke ve ark., 1999). Günümüz restoratif diş hekimliğinde, estetiğin daha fazla önem kazanması ve daha az kavite preparasyonu gerektirmesi, rezin esaslı dolguların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Daha önceki bölümde kısaca anlatılan bu materyallerin üretilmesiyle başlayan en önemli tartışma konusu bu materyallerin diş dokularına adezyonudur. Akıcı kıvamdaki rezinin bağlayıcı sistem olarak kullanıma girmesi, rezinlerin diş dokusuna mikromekanik olarak bağlanabilmesini sağlamıştır. Günümüzde, üretilen bağlayıcı sistemler, hem mineye hem de dentine bağlanma amacıyla kullanılmaktadırlar (Swift ve ark., 1995; Walshaw ve McComb, 1996; Van Meerbeek ve ark., 1998a; Sano ve ark., 1999; Swift, 2002). Yıllar içinde sürekli gelişim gösteren bu bağlayıcı sistemler, fissür ve pitlerin örtülmesi, dentin hassasiyetinin azaltılması veya giderilmesi, kayıp diş dokularının restore edilmesi ve yer tutucuların yapıştırılması gibi çok çeşitli amaçlarla başarıyla kullanılmaktadırlar (Van Meerbeek ve ark., 1998a; Swift, 2002).

1.4.1. Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimi ve Sınıflandırılması

Restoratif diş hekimliği kavramı ve pratiği dünyada bugün pek çok hekim tarafından bilinmektedir. Restoratif materyallerin dişlere adezyon yoluyla retansiyonu rutin hale gelmiştir (Leinfelder, 2001). Bu alandaki inanılmaz değişimi pek çok bilim adamının

alışmaları gerçekleştirmiştir. Ancak, aralarında üç tanesi çok önemli adımlar atmıştır. Leinfelder (2001), Michael Buonocore'un, akrilik rezini mineye bağlama kavramını ortaya attığını, Rafael Bowen'in estetik bir materyal olarak rezin esaslı materyalleri geliştirdiğini ve Nobuo Nakabayashi'nin çabalarının bu materyalleri 'dentine' bağlamak üzerine yoğunlaştığını bildirmiştir.

Yıllar boyunca, bağlayıcı sistemlerde sayısız modifikasyonlar yapılmıştır. Her değişiklik, restoratif materyal ile dentin arasındaki bağlanmayı önemli ölçüde geliştirmiştir. Üreticiler ve kullanıcılar bu değişiklikleri *nesil* terimi ile birbirinden ayırmışlardır (Leinfelder, 2001). Rezin esaslı dolgu materyallerinin dentin ile bağlantısının gerçekleştirilmesini sağlayan dentin bağlayıcı sistemler için kabul edilen en eski sınıflama sistemi, bu gelişim basamaklarına göre yapılan sınıflamadır. Ancak günümüzde dentin bağlayıcı sistemlerin içerikleri, etki mekanizmaları ve klinik uygulama biçimlerine bağlı olarak değişik sınıflamalar da yapılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b). Bu sınıflamalar aşağıda ayrıntıları ile incelenmektedir.

1.4.1.1. Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması

Bu sınıflamaya göre dentin bağlayıcı sistemler günümüz itibariyle yedi nesile ayrılır.

1.4.1.1a. Birinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Birinci nesil dentin bağlayıcı sistemler, gliserofosforik asit dimetakrilat, siyanoakrilat, poliüretan N-fenilglisin ve glisidilmetakrilat türevleridir. Gliserofosforik asit dimetakrilat, aktif fosfat grupları ile dentinin kalsiyum iyonlarına bağlantı göstermeleri amacıyla geliştirilmiştir. Yüksek polimerizasyon büzülmeleri ve ağız ortamında çözünmeleri sebebiyle başarısız olmuşlardır. Hidrofobik oldukları için dentine bağlanma kuvvetleri 2-3 MPa olarak bildirilmiştir (Dayangaç, 2000, s.:35; Kugel ve Ferrari, 2000).

1.4.1.1b. İkinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu sistemde Bis-GMA rezinlerine polimerize olabilen fosfat grupları ilave edilmiştir. Bu sistemler direkt smear tabakası üzerine uygulanır ve ortalama bağlanma kuvvetleri 1-10 MPa arasındadır ve smear tabakasına sınırlı ölçüde bağlanabilirler (Dayangaç, 2000, s.:35; Kugel ve Ferrari, 2000).

1.4.1.1c. Üçüncü Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Çok basamaklı uygulamalar içermesi bu grubun en önemli özelliğidir. Bağlayıcı sistemin uygulanmasından önce asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asit smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bağlayıcı sistem uygulanır (Retief ve Denys, 1989; Bouvier ve ark., 1993; Pashley ve ark., 1995; Van Meerbeek ve ark., 2001a). Üçüncü nesil dentin bağlayıcı sistemlerdeki önemli bir gelişme de 4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit'in (4-META) gündeme gelmesidir. 4-META hem hidrofilik hem de hidrofobik kimyasal gruplar içeren, düşük viskoziteli bir monomerdur. Üçüncü nesil bağlayıcı sistemleriyle dentine bağlanma kuvvetinde gelişmeler sağlanmış ve 10-14 MPa arasında bağlanma kuvvetleri elde edilmiştir (Dayangaç, 2000, s.:35; Kugel ve Ferrari, 2000).

1.4.1.1d. Dördüncü Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Dentin bağlayıcı sistemlerdeki ilerlemelerin bir sonucu olarak, total-etch kavramı ile çok basamaklı bağlayıcı sistemler üretilmiş ve dördüncü nesil bağlayıcı sistemler geliştirilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 2001a). Dördüncü nesil bağlayıcı sistemler önceki nesillere oranla, nemli dentine daha iyi bağlanırlar. Ayrıca metal, porselen ve amalgam gibi farklı yapılara bağlanabilme özelliğine sahiptirler (Dayangaç, 2000, s.:35).

Bu sistemlerin dentine bağlanması demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesiyle hibrit tabakasının oluşumu ve asitlenmiş dentin yüzeyindeki dentin tübülleri içinde

rezin uzantısının sağlanması esaslarına dayanır (Erickson, 1992; Van Meerbeek ve ark., 1992).

Dördüncü nesil bağlayıcı sistemlerde, rezin infiltrasyonu için nemli dentin yüzeyi oluşturmada düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılır. Son basamakta ise, hem düşük viskoziteli doldurucusuz ya da yarı dolduruculu bir bağlayıcı rezin uygulanır (Van Meerbeek ve ark., 2001a). Dördüncü nesil bağlayıcı sistemlerin ortalama bağlanma kuvvetleri 17-26 MPa arasında bulunmuştur (Swift ve ark., 1995).

1.4.1.1e. Beşinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Beşinci nesil bağlayıcı sistemler, uygulama aşamalarını en aza indirmek, kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüşlerdir. Primer ve adeziv tek şişede birleştirilerek tek şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden bu kuşağa ‘tek-şişe’ (one-bottle) sistemler de denilmiştir (Latta ve Barkmeier, 1998).

Bu sistemlerin laboratuvar performansı oldukça iyi bulunmuştur ve dördüncü nesille benzerlik göstermektedir. Makaslama kuvvetine dirençleri ortalama 21-30 MPa arasında değişmektedir (Latta ve Barkmeier, 1998).

1.4.1.1f. Altıncı Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu gruptaki bağlayıcı sistemler de ‘tek şişe’ olarak piyasaya sunulmuştur. Hatta ilave uygulama gerektirmedikleri için ‘gerçek tek şişe’ olarak adlandırılmaktadırlar. Ancak araştırmacılar bu nesildeki bağlayıcı sistemlerin dentine iyi bağlanmasına rağmen, asiditesinin düşük oranda olmasından dolayı mineye yeterince iyi bağlantı oluşturmadıkları eleştirisini getirmişlerdir Dentine bağlanma kuvvetleri ortalama 20-30 MPa olarak bildirilmektedir (Dayangaç, 2000, s.: 35; Kugel ve Ferrari, 2000).

1.4.1.1g. Yedinci Nesil Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu grupta tek şişedeki ürün içerisinde asit, dezenfektan, desentizer (duyarlılık giderici), primer ve adeziv rezin gibi birçok komponent vardır. Bundan dolayı ‘all-in-one’ olarak da isimlendirilirler. Bunlar da tek şişe bağlayıcı sistemlerdir. Teknik hassasiyet gerektirmezler. Aseton/su çözücü içerisinde UDMA ve 4-META içerirler. Bağlanma kuvvetleri 29-30 MPa olarak rapor edilmiştir (Dunn, 2003).

1.4.1.2. Bağlayıcı Sistemlerin Smear Tabakası Üzerine Etkilerine Göre Sınıflandırılması

Bu sınıflamada dentin yüzeyinde oluşan smear tabakası ile adeziv rezin arasındaki ilişki göz önüne alınmıştır (Gökalp ve Kiremitçi, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2001a).

1.4.1.2a. Smear Tabakasını Modifiye Eden Dentin Bağlayıcı Sistemler

Smear tabakasının bakteriyel girişe karşı pulpayı koruyan doğal bir bariyer olma ve bağlanma etkinliğini bozan pulpal sıvının dentin tübüllerinden dışarı doğru akışını sınırlama özelliğinden yararlanmayı hedefleyen adeziv rezinler bu grupta incelenebilir. Dentin yüzeyindeki nemin korunması ve bünyesindeki monomerlerin smear tabakası içine girmesi ile güçlü bir bağlantı sağlanması hedeflenmiştir (Van Meerbeek ve ark., 1998a; Gökalp ve Kiremitçi, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2001a).

1.4.1.2b. Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu sistemlerde total-etch teknik kullanılarak aynı anda mine ve dentine asidik yüzey düzenleyici uygulanır. Böylece smear tabakası tamamen kaldırılır. Bu grubun temel prensibi, hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşmasıdır. Bu sistemler genellikle üç basamaklıdır. Bu tekniğin uygulanmasının karmaşık olması ve zaman alıcı olması primer ve adezivin birleştirildiği bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır

(Van Meerbeek ve ark., 1998a; Gökalp ve Kiremitçi, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2001a).

1.4.1.2c. Smear Tabakasını Çözen Dentin Bağlayıcı Sistemler

Zayıf asidik primer ya da self-etch primer olarak adlandırılan bu sistem, smear tabakasının ve alttaki dentin yüzeyinin demineralize edilmesi esasına dayanır. Aynı anda mine ve dentine asit ve primer uygulanması ve monomerlerin smear tabakasını geçerek alttaki demineralize dentine girip polimerize olması sağlanır (Van Meerbeek ve ark., 1998a; Gökalp ve Kiremitçi, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2001a; Sensi ve ark., 2005).

1.4.1.3. Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması

Dentin bağlayıcı sistemlerin kronolojik sınıflandırmasının, bağlayıcı sistemleri bilimsel bir temele dayanarak tasnif etmediği belirtilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2001a; Tyas ve Burrow, 2004). Van Meerbeek ve ark.'ları (2001a), bağlayıcı sistemlerin klinik uygulama basamaklarına ve dentin yapısıyla ilişkilerine göre sınıflandırılmasını önermişlerdir. Son yıllarda çok sayıda bağlayıcı sistem kendilerine özgü adezyon stratejileriyle piyasaya sunulmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 1994). Swift'e (2002) göre dentine bağlanmadaki iki ana strateji total-etch ve self-etch bağlanmadır ve her iki strateji için de basitleştirilmiş uygulamalar geliştirilmiştir.

1.4.1.3a. Total-Etch Bağlayıcı Sistemler

Rezin-dentin birleşiminde yeni devir 1980'li yıllarda 'total-etch' kavramının tanıtılmasıyla başlamıştır. Total-etch tekniği önceki çalışmaların ışığında asidin pulpaya zararı dokunacağı şüphesiyle başlangıçta tartışmalar yaratmıştır. Örneğin Amerika'daki ve dünyadaki birçok hekim dentinin asitlenmesini bir tabu olarak görmüşlerdir. Yapılan yeni araştırmaların sonucunda ise bu teknik geniş kullanım alanı bulmuş ve güvenilir olarak kabul edilmiştir (Swift, 2002). Kısaca total-etch,

mine ve dentinin tipik olarak fosforik asit ile etch edilmesi tekniğidir. Swift ve ark.'ları (1995), dentinin asitle pürüzlendirilmesinin ilk kez 1979 yılında Fusayama tarafından kullanıma sunulduğunu, ancak total-etch fikrinin 1990'larda kabul gördüğünü bildirmişlerdir. Total-etch bağlayıcı sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki ana grup altında incelenebilir.

Üç basamaklı total-etch sistemler: Kimyasal kompozisyonları ve uygulama teknikleri bir materyalden diğerine farklılıklar göstermesine rağmen bu bağlayıcı sistemler 3 ana adım içerirler (Swift ve ark., 1995; Swift, 2002).

İlk adım, fosforik asit uygulamasıdır. Bu işlem 'inorganik dokuyu' etkileyerek smear tabakasını uzaklaştırır, dentinal tübülleri açar, intertübüler ve peritübüler dentini dekalsifiye eder. Asit yıkandıktan sonra 2. adım, aseton, etanol, su ve bir veya daha fazla bifonksiyonel rezin monomer içeren primer uygulamasıdır (Swift, 2002). Üçüncü adımda bağlayıcı sistem uygulanır ve primer uygulanmış dentine penetre olur. Tipik bir bağlayıcı sistem, hidrofilik rezin olarak Bis-GMA içerir, ancak birçoğu ayrıca ıslanabilirliği artırmak için daha hidrofilik bir rezin olan HEMA da içerir. Birçok bağlayıcı sistem doldurucusuz olduğu halde, bazı bağlayıcı sistemler doldurucu partikül içerebilmektedir. Bazı çalışmalar dolduruculu rezinlerin diş-restorasyon ara yüzünde stres kırıcı olarak rol oynadığını göstermektedir (Van Meerbeek ve ark., 1998a; Wakefield ve ark., 2001).

İki basamaklı total-etch sistemler: Üç basamaklı total-etch sistemlerde hata oluşma riskinin artabileceği düşünülmüş, bu nedenle üreticiler bu sistemleri basitleştirme yoluna gitmişler ve birçoğu 'one-bottle' olarak adlandırılan ve iki aşamayı birleştirmeyi amaçlayan tek şişe sistemleri geliştirmişlerdir. Bu sistemler 'iki basamaklı total-etch' sistemler olarak da adlandırılabilir. Multi-bottle olarak adlandırılan 3 basamaklı total-etch sistemler ile benzer olarak bu sistemler de ilk adım olarak asitle pürüzlendirme gerektirirken, farklı olarak primer ve bağlayıcı sistem aşamaları tek şişede birleştirilmiştir. Tek şişe bağlayıcı sistemler aseton, etanol veya su gibi çözücülerle (solvent) taşınan hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımını içerir. Bağlanma mekanizmaları üç basamaklı total-etch sistemlerle aynıdır (Swift,

2002; Lopes ve ark., 2006). Ancak iki basamaklı total-etch sistemler, isim olarak gerçek all-in-one sistemlerle karıştırılmamalıdır çünkü asit ayrı bir basamak olarak uygulanmaktadır.

Hem üç basamaklı hem de iki basamaklı total-etch sistemlerin temel bağlanma mekanizmaları, difüzyon merkezlidir ve hibridizasyona veya rezinin mümkün olan en yüksek oranda kollajen ağı infiltrasyonuna bağlıdır. Kimyasal bağlanma çok olası değildir, çünkü monomerlerin fonksiyonel grupları hidroksiapatitten arınmış kollajene karşı zayıf afiniteye sahiptir (Van Meerbeek ve ark., 2003). Uygulanan asitler inorganik dokuyu uzaklaştırdıklarından, asitlerin normalden daha uzun süre uygulanmaları, kollajen dokunun desteksiz kalmasına ve dolayısıyla denatüre olup çökmesine neden olur. Bu da dentinde oluşturulması amaçlanan mikroretansiyonu imkânsız hale getirir. Asidin ayrı bir basamak olarak uygulandığı bu sistemlerin en kritik safhası primer uygulama safhasıdır. Aseton içerikli bir primer kullanılıyorsa nemli bağlanmanın (wet bonding) zorunlu olduğu belirtilmiştir (Tay ve ark., 1996). Su veya etanol içerikli primer kullanıldığında ise hafifçe hava ile kurutma ve kuru bağlanma (dry bonding) tekniğinin etkili bağlanmayı sağladığı bildirilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 1998a, 2003). Çizelge 1.1. üç basamaklı total-etch sistemlerin, Çizelge 1.2. ise iki basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajlarını göstermektedir.

Çizelge 1.1. Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, üç basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
Asit, primer ve adezivin bağımsız uygulanması Düşük teknik hassasiyet Mineye en güçlü bağlanma Daha etkin ve tutarlı sonuçlar Doldurucu adeziv kullanma imkanı	Dentinin aşırı asitle pürüzlendirilme riski Zaman alıcı uygulama aşamaları Asitle pürüzlendirme sonrası yıkama ihtiyacı Aşırı kurutma veya ıslatmaya karşı duyarlılık Zayıf monomer-kollajen etkileşimi

Çizelge 1.2. Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, iki basamaklı total-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
Üç basamaklı sistemlerin temel özelliklerine sahiptir Bir basamağın azalmasıyla daha basit uygulama aşamaları sağlanmıştır Tek doz paketleme imkanı (sabit kompozisyon, kontrollü çözücü buharlaşması ve hijyenik uygulama) sağlar Dolduruculu bağlayıcı kullanma imkanı sağlar	Birkaç kat uygulama nedeniyle gerçek anlamda zaman kazandırmaması Teknik hassasiyet gerektirmesi (birkaç tabaka uygulanması) Çok ince bağlayıcı tabaka oluşma riski (parlak film tabakası oluşmaması, şok absorbe edici tabakanın oluşmaması, oksijenin inhibisyonu nedeniyle yetersiz polimerizasyon) Uzun dönem çalışma sonuçlarının yetersiz olması

1.4.1.3b. Self-Etch Bağlayıcı Sistemler

Geleneksel asit etch tekniklerine alternatif olarak yakın zamanda piyasaya sürülen bazı ürünler yıkama gerektirmeyen non-rinse yüzey düzenleyici adı verilen bir sistem geliştirmişlerdir. Bu sistem içerik olarak geleneksel asit jellerinden farklı olarak organik asitler ve ilaveten monomerlerin sudaki çözeltisini içermektedir. Uygulama açısından farkı ise yıkanıp kurutulmadan bir sonraki aşamaya devam edilmesidir (Vijayaraghavan ve ark., 1995; Tyas ve Burrow, 2004). Diğer bir deyiş ile, total-etch sistemlere alternatif bir yaklaşım olarak ayrıca bir asit uygulama basamağı olmayan dolayısıyla yıkama gerektirmeyen, asidik monomer içeren ve dolayısıyla dentini ve mineyi aynı anda asitle pürüzlendirip primer uygulama işlemini gerçekleştiren self-etch sistemlerdir (Rosa ve Perdigao, 2000; Frankenberger ve ark., 2001; Telles ve ark., 2001; Christensen, 2001; Leinfelder, 2001; Lopes ve ark., 2002, Kaaden ve ark., 2002, Van Meerbeek ve ark., 2001a,b; Leinfelder ve Kurdziolek, 2003; Torres ve ark., 2005). Asidin primer ile birleştirilmesi ile self-etching primerler elde edilmiştir. Self-etch sistemler iki basamaklı veya tek basamaklı olabilmektedir. Birçok self-etch sistem, self-etch primer ve daha sonra adeziv uygulamasını içeren iki basamaktan oluşmaktadır (self-etching multi-bottle). Son zamanlarda ise, *one step self-etch* veya *all-in-one* denen ve bağlayıcı sistemi de self-etch primer ile birleştiren sistemler geliştirilmiştir. Uygulama adımlarının yanı sıra, self-etch sistemler asitlerinin pH değerlerine göre de *güçlü (strong) self-etch*, *orta (mild) self-etch* sistemler olarak alt gruplara da ayrılabilir. Güçlü self-etch bağlayıcı sistemlerin pH değerleri 1 ve altındadır. Dentinde bu asit düzeyi kollajeni açığa çıkarır ve neredeyse tüm hidroksiapatiti çözer. Orta seviyedeki self-etch sistemlerde pH 2 civarındadır ve

dentinde ancak 1 µm derinliğinde demineralizasyon sağlarlar. Bu yüzeyel demineralizasyon sonucu hidroksiapatit kristalleri kollajen ağı tutunmaya devam eder. Total-etch sistemlerin aksine bu sistemler, smear tabakasını tamamen çözmez veya ortadan kaldırmazlar (Rosa ve Perdigao, 2000; Frankenberger ve ark., 2001; Telles ve ark., 2001; Christensen, 2001; Leinfelder, 2001; Lopes ve ark., 2002, Kaaden ve ark., 2002, Van Meerbeek ve ark., 2001a,b, 2003).

Klinik olarak self-etch sistemlerin yalnızca uygulama aşamalarını elimine ederek bağlanma işlemini basitleştirmekle kalmadıkları, aynı zamanda total-etch sistemlerin teknik hassasiyetlerini elimine ettikleri öne sürülmüştür (Tyas ve Burrow, 2004). Rosa ve Perdigao (2000) ve Van Meerbeek ve ark.'larına (2001) göre, hekim asitle pürüzlendirme işleminden sonra dentin yüzeyindeki nem ile meşgul olmaz, böylece nemli bağlanma sorunu bu tür bağlayıcı sistemler için ortadan kalkmış olur. Uekusa ve ark.'larına (2006) göre ise uygulama aşamalarının basitleştirilmesi özellikle çocuklar gibi potansiyel koopere olamayan hastalarda bir avantaj sağlamaktadır. Self-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları Çizelge 1.3.'de gösterilmiştir.

Çizelge 1.3. Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, self-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
Eş zamanlı demineralizasyon ve rezin infiltrasyonu Asitle pürüzlendirme sonrası yıkama gerektirmez Zaman kazandırıcı uygulama aşamaları Düşük teknik hassasiyet Tek doz paketleme imkanı (sabit kompozisyon, kontrollü çözücü buharlaşması, hijyenik uygulama) sağlar Doldurucu adeziv kullanma imkanı sağlar Yeterli monomer-kollajen etkileşimi Etkili dentin hassasiyet giderici özellik	Yetersiz uzun dönem klinik sonuçlar

1.4.1.4. Bağlayıcı Sistemlerin Yapılarında Bulunan Çözücü Tiplerine Göre Sınıflandırılması

Yukarıda anlatılan sınıflandırmaların dışında bağlayıcı sistemleri yapılarında bulunan çözücü tiplerine göre de ayırmak mümkündür. Su, aseton ve etanol içerikli bağlayıcı sistemlerin tipik özellikleri ve kullanım şekilleri vardır. Bağlayıcı sistemlerde

kullanılan üç çözücünün temel özellikleri Çizelge 1.4.'de gösterilmiştir. Çizelge 1.5. ise günümüzdeki bağlayıcı sistemlerin primerleri içinde bulunan çözücü tipine göre sınıflandırılmasını içermektedir.

Çizelge 1. 4. Bağlayıcı sistemlerde kullanılan üç çözücü materyalin temel özellikleri (Van Meerbeek ve ark., 2001b).

Aseton
Yüksek uçuculuk, kolay buharlaşma Mükemmel su uzaklaştırıcı Güçlü kurutma etkisi (over-drying riski) Saklama ve hazırlama problemleri
Etanol
Mükemmel penetrasyon kabiliyeti Buharlaşması kabul edilebilir sınırlarda Ekspose kollajen ağın ıslatılması için iyi yüzey enerjisi sağlar
Su
İyi penetrasyon kabiliyeti Asit monomerlerin self-etch kabiliyetine imkan tanır Yavaş buharlaşır, uzaklaştırılması zordur Kalan su rezin penetrasyonu ve polimerizasyonuna zarar verebilir

Çizelge 1.5. Çözücü tipine göre bağlayıcı sistemlerin sınıflandırılması (Van Meerbeek ve ark., 2001b).

Aseton	Aseton-su	Aseton-etanol	Etanol	Etanol-su	Su
ABC Enhance (Chamelon) EG Bond (Sun Medical) Gluma One-Bond (Kulzer) One Step (BISCO) Permagen (Ultradent) Prime&Bond NT (Dentsply) Solid Bond (Kulzer) Solist (DMG) Stae (SDI) Tenure Quik F (Den-Mat)	AQ Bond (Sun Medical) Reactmer (Shofu) Tenure Quick (Den-Mat)	All-Bond 2 (BISCO)	Excite (Vivadent) Optibond Solo Plus (Kerr) PQ1 (Ultradent)	Gluma Comfort Bond (Kulzer) Optibond FL (Kerr) Permaquik (Ultradent) Quadrant (Kulzer) Unibond (Cavex) Scotchbond 1 (3M) Syntac Sprint (Vivadent)	Amalgam Bond Plus (Parkell) ART Bond (Coltene) Clearfil SE Bond (Kuraray) Denthesive II (Kulzer) EBS (ESPE) Fuji Bond LC (GC) One-coat Bond (Coltene) Prompt L-Pop (3M ESPE) Scotchbond Multi Purpose (3M ESPE) Syntac Single-Comp (Vivadent)

1.4.1.5. Cam İyonomer Bağlayıcı Sistemler

Cam iyonomer bağlayıcı sistemler, bağlanma mekanizmaları açısından diğer sistemlerden farklılık gösterir. Daha fazla rezin ekleyerek restoratif materyallerin sulandırılması, rezini diş dokusuna bağlayabilen rezin-modifiye cam iyonomer

bağlayıcı sistemlerin gelişimiyle sonuçlanmıştır. Cam iyonomer bağlayıcı sistemlerin adezyon mekanizması iki aşamalıdır. İlk olarak, kısa süreli polialkenoik asit uygulaması diş yüzeyini temizler, smear tabakasını uzaklaştırır ve 0,5-1 µm derinliğinde yüzey kollajen fibrillerini açığa çıkarır. Polialkenoik asit, geleneksel fosforik aside göre daha az invazivdir ve bu sayede açığa çıkan kollajen fibriller hidroksiapatitten tamamen arınmamışlardır. Kimyasal bağlanma, polialkenoik asidin karboksil grubu ile kollajen fibrillere bağlı kalan hidroksiapatitin kalsiyumu arasındaki iyonik etkileşim ile gerçekleşir (Yoshida ve ark., 2000). Bağlanma kalitesinin artması; preparasyon esnasında oluşan debrisin temizlenmesine, parsiyel demineralizasyon ile oluşan mikropörözitelerin mekanik kilitleme sağlamasına ve polialkenoik asidin hidroksiapatitle kimyasal etkileşimine bağlanabilir (Van Meerbeek ve ark., 2001a). İkinci aşama hibridizasyon yoluyla mikro-mekanik bağlanmadır. Kırılan kimyasal bağları tamir etme yeteneği sebebiyle cam iyonomer bağlayıcı sistemlerin daha üstün kavite örtücülük özelliklerine sahip olduğu ve mikrosızıntıya daha dirençli olduğu iddia edilmektedir. Ayrıca flor iyonu salma özelliği nedeniyle karyostatik özellik taşırlar (Mc Lean, 1996). Cam iyonomer bağlayıcı sistemlerin avantaj ve dezavantajları Çizelge 1.6.'da gösterilmiştir.

Çizelge 1.6. Van Meerbeek ve ark.'larına (2001b) göre, cam iyonomer bağlayıcı sistemlerin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
Hızlı ve basit uygulama aşaması Flor iyonu salımı sebebiyle karyostatik potansiyel İki farklı bağlanma mekanizması Hidroksiapatite iyonik bağlanma Hibridizasyon yoluyla mikro-mekanik bağlanma	Mineye yeterli adezyon için smear tabakasının uzaklaştırılması gereklidir Yetersiz uzun dönem klinik sonuçlar

1.4.2. Bağlayıcı Sistemlerin Gelişimiyle Kullanılmaya Başlayan Bazı Terimler

Bağlayıcı sistemlerdeki gelişme süreciyle birlikte hem ürünlere hem de dentin dokusuna ait bazı terimler ortaya çıkmıştır.

Bağlayıcı sistemler, farklı aşamalarda uygulanan; yüzey düzenleyiciler (conditioner/asit), dentin primerler ve dentin bağlayıcılardan oluşur (Hayakawa ve ark., 1995; Yaluğ, 1999).

Yüzey düzenleyiciler (Conditioner): Başlangıçta bağlanma olayı kimyasal bağlar üzerine yoğunlaşmışken, daha sonra mikromekanik tutuculuk ön plana çıkmıştır (Heymann ve Bayne 1993). Mekanik adezyonu sağlamak için kullanılan yöntem dentin yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesidir (Lopes ve ark., 2002). Kavite açıldıktan sonra dentin yüzeylerinin üzeri dentin ile zayıf bağlanma gösteren smear tabakası ile örtülüdür. Smear tabakasının varlığının, bağlayıcı sistemlerin dentine bağlanmasını zorlaştırdığının anlaşılması, yüzey düzenleyicilerin kullanılmasına öncülük etmiştir. Yüzey düzenleyiciler yani asidik ürünler, dentin yüzeylerinin hazırlanması sırasında oluşan bu smear tabakasını ya tamamen uzaklaştırır veya modifiye eder. Bunun nedeni demineralize olmuş kollajen matriks içine monomerlerin difüzyonuna olanak sağlamaktır (Vargas ve ark., 1997; Yaluğ, 1999; Armstrong ve ark., 2001). Dentin yüzey düzenleyici olarak fosforik asit, okzalik asit, % 10'luk sitrik asit, % 2,5 'lik nitrik asit, alüminyum okzalat, maleik asit, ferrik klorit ve etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) kullanılabilir. Uygulanan asit dentinin inorganik kısmına etkilidir, yüzeydeki smear tabakasını erittiği gibi, mekanik adezyon için mikro düzeyde pürüzlü bir yapı da oluşturur (Lopes ve ark., 2002, Van Meerbeek ve ark., 1998a).

Asitlerin dentin yüzeyinde yaptıkları demineralizasyon derinliği; asidin tipine, konsantrasyonuna, pH'sına, uygulama zamanına, viskozitesine ve dentin derinliğine bağlı olarak değişir (Pashley ve ark., 1992; Bertolotti, 1992; Erickson, 1992; Dayangaç, 2000, s.: 31; Van Meerbeek, 2001a).

Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinde sayılan faktörlere bağlı olarak çok farklı sonuçlar elde edilmesine rağmen total-etch sistemlerde genel ilke, asitleme ile birlikte öncelikle dentin yüzeyini örten smear tabakasını ortadan kaldırmak, dolayısıyla dentin geçirgenliğini artırmaktır (Pashley ve ark., 1992; Bertolotti, 1992; Erickson, 1992; Charlton ve Beatty, 1994; Tay ve ark., 1994; Tay ve ark., 1998). Asitlemeyle

sadece smear tabakası kaldırılmaz aynı zamanda intertübüler ve peritübüler dentinin demineralizasyonu da sağlanır. İntertübüler dentinin demineralizasyonu ile birlikte alttaki rastgele dağılmış kollajen fibriller açığa çıkar. Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile huni şekilli tübül ağızları oluşur (Kanca, 1992; Tay ve ark., 1994; Tay ve ark., 1998; Perdigao ve ark., 1999b; Dayangaç, 2000, s.: 31; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Dentine bağlanmada, asitleme işlemiyle dentinal geçirgenliğin (hem intratübüler hem de intertübüler geçirgenlik) arttırılması ve kollajen fibrillerin açığa çıkarılması güçlü bir bağlanma için çok önemlidir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 39). Ancak, asitlemeden sonra dentinde düşük yüzey enerjisi oluşur ve bağlanma zorlaşır. Bu sorun primer kullanımıyla aşılmaktadır (Goncalves ve ark., 1997; Asmussen ve Peutzfeldt, 1998).

Primer: Hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için uygulanan, yüzey düzenleyici uygulanmış dentinde açığa çıkmış kollajen yapıyı düzenleyen hidrofilik monomerler olarak tanımlanabilir (Eick ve ark., 1992; Swift ve ark., 1995; Pashley ve Carvalho, 1997; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b). Primerlerin temel görevleri; dentinin ıslanabilirliğini arttırmak, büzülmüş kollajen ağ içine girmek ve onu önceki boyutuna getirmek, dentinin yüzey enerjisini arttırmaktır. Kısacası, hidrofilik dentin ile hidrofobik rezinden oluşan iki farklı kimyasal yapıyı birbirleriyle uyumlu hale getirmektir (Swift ve ark., 1995; Eliades ve ark., 1999).

Primerler; su, aseton ve etanol gibi solüsyonlar içinde bulunan HEMA, piromellitik asit dimetilmetakrilat (PMDM), bifenil dimetakrilat (BPDM) ve N-toliglisin glisidil metakrilat (NTG-GMA), 4-META gibi çok düşük viskozitedeki hidrofilik rezin monomerlerden oluşurlar. Self-etch bağlayıcı sistemler ise polimerizasyonu başlatıcı maddeler ve daha visküz primerler içerebilmektedir (Erickson, 1992; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Primerlere ilave edilen HEMA, BPDM ve 4-META gibi moleküller hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki farklı fonksiyonel grup içerirler. Hidrofilik özellikteki gruplar (karboksil) nemli dentin yüzeyine afinite gösterirler. Asitlemeden sonra dentin yüzeyi nemli bırakıldıysa buradaki suyla yer değiştirerek kollajen lifleri arasına girerler. Asitlemeden sonra dentin yüzeyi aşırı kurutulduysa, öncelikle büzülmüş kollajen ağını genişletir ve böylelikle kollajen ağ içine girerler. Hidrofobik gruplar (metakrilat) ise dentin yüzeyinin üst kısmında kalır ve adeziv rezine afinite göstererek onunla kopolimerize olurlar (Erickson, 1992; Swift ve ark., 1995; Eliades ve ark., 1999, Dayangaç, 2000, s.:33).

Dentin bağlayıcı (Adeziv rezin): Temel olarak Bis-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerlerden, TEG-DMA gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği artıran hidrofilik monomerlerden oluşur (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b). Adeziv rezinin görevi; rezin-dentin arasında oluşan hibrit tabakasını korumak ve dentin tübülleri içine giren rezin uzantıları oluşturmaktır. Adeziv rezinler kimyasal reaksiyon, mikromekanik bağlantı ve intertübüler dentine penetrasyon yolu ile dentine bağlanırlar. Bu sayede bakteri geçişine engel olurlar ve bariyer oluştururlar. Aynı zamanda adeziv rezinler, rezin esaslı materyallerin polimerizasyon büzülmesini kompanze eder ve gelen kuvvetleri absorbe ederek bir yastık görevi görürler (Erickson, 1992; Swift ve ark., 1995; Uno ve Finger, 1995; Walshaw ve McComb, 1996).

Rezin uzantıları: Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi üzerine uygulanan adeziv rezin, tübüller içine girer ve burada polimerize olarak rezin uzantılarını oluşturur. Yeni geliştirilen bağlayıcı sistemler, dentin derinliği ve nemliliğinden etkilenmeyerek tübül duvarlarına hibridizasyonla (tübül-duvar hibridizasyonu) bağlanırlar. Hatta lateral tübül duvarlarında bile hibridizasyon (lateral tübül duvar hibridizasyonu) oluştururlar. Rezin uzantılarının morfolojisi; asitlemenin etkinliğine, dentin derinliğine (yüzeyel, orta, derin), dentin yüzeyinin nemliliğine, dentinin yapısına (sağlam, sklerotik dentin) göre değişir. Bağlanma için en önemlisi, rezin uzantıların kendilerini çevreleyen intertübüler dentinle hibridizasyon oluşturabilmesidir. Bu şekilde oluşan rezin uzantıları da, hem tübülleri kapatacak hem de rezin

retansiyonuna katkıda bulunacaktır (Tay ve ark., 1994; Ferrari ve Davidson, 1996; Nakabayashi ve Pashley, 1998,s.: 69; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b; Velazquez ve ark., 2003).

Hibrit tabakası: Dentin yüzeyinin asidik yüzey düzenleyici ile demineralizasyonunu takiben bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla diş sert dokularında oluşan yapıya hibrit tabakası ya da başka bir deyişle rezinle güçlendirilmiş bölge adı verilmektedir. Kısaca özetleyecek olursak, bağlayıcı sistemlerin hidrofilik monomerleri, asit uygulanmış dekalsifiye intertübüler dentine penetre olarak rezin ve dentin bileşenlerinin karışımı niteliğinde olan hibrit tabakasını meydana getirirler (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.:6; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Hibrit tabakasının fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından çok farklıdır. Bu yapı diş dokusunun özellikle organik komponenti ile adeziv rezinin karışımından oluşmuş hibrit bir tabakadır (Van Meerbeek ve ark., 1992). Yüksek kalitedeki bir hibrit tabakası asitlere dirençlidir ve kenar sızıntısını engeller. Sonuç olarak sekonder çürük riskini azaltır. Hibrit tabakası aynı zamanda rezin esaslı dolgu materyali ve dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir (Van Meerbeek ve ark., 1993; Uno ve Finger, 1995). Bu elastik bağlanma bölgesi, rezin esaslı dolgu materyali ile dentin arasındaki stresi azaltma yeteneğindedir. Bu durum, dentine bağlantının korunmasını, marjinal bütünlüğün sürekliliğini ve restorasyonların kalıcılığını sağlamaktadır (Uno ve Finger, 1995; Velazquez ve ark., 2003).

Hibrit tabakasının oluşumu, günümüz bağlayıcı sistemlerinde ana adezyon mekanizması olarak karşımıza çıkmaktadır. Hibrit tabakası tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ve geçirmeli elektron mikroskobu (TEM) gibi görüntüleme tekniklerinde farklı morfoloji ve kalınlıkta gözlenebilir. Bu durum uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlanmıştır. Bağlayıcı sistemlerin bünyesinde ya da uygulama aşamalarında çeşitli asitlerin olduğu bilinmektedir. Bu asidik içeriğin etkisiyle oluşan demineralizasyon derinliği hibrit tabakasının kalınlığına etki edebilir. Bu etki, bölgenin mineral

yoğunluğuna, kimyasal kompozisyonuna ve morfolojik karakteristiğine bağlı olarak farklı düzeyde gerçekleşir. Süt ve sürekli dişlerdeki hibrit tabakası kalınlıklarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, süt dişlerinde hibrit tabakasının daha kalın gözlenmesi buna örnek olarak verilebilir (Nor ve ark., 1996; Ölmez ve ark., 1998; Agostini ve ark., 2001).

Rezin-dentin ara yüzeyinde güçlü bir bağlantı sağlamada kaliteli bir hibrit tabakasının oluşumu çok önemlidir. Hibrit tabakasının kalitesi üzerine olumsuz etki eden etkenlerden biri, güçlü ve uzun süreli asit uygulamasıyla oluşan kollajen denatürasyonunun veya açılmış kollajen ağın üst kısmında arta kalmış smear tabakasının, rezinin kollajen fibriller arasına tam olarak girmesini engellemesidir (Van Meerbeek ve ark., 1992; Pashley ve ark., 1993). Rezin-dentin bağlantısının gücünü ve sürekliliğini etkileyen diğer önemli bir etken ise, rezinlerin polimerizasyon derecesidir. Rezin monomerler demineralize dentine girmiş ama burada yeterli derecede polimerize olamamışsa rezin-dentin bağlantısının sürekliliği bozulur (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b). Kullanılan bağlayıcı sisteme bağlı olarak, hibrit tabakası içinde üç farklı tabaka tanımlanmıştır:

Hibrit tabakasının üst kısmı; denatüre kollajenlerden oluşmuş smear jel bir yapıdadır.

Hibrit tabakasının orta kısmı; birbirlerinden tünel şekilli interfibriler boşluklarla ayrılmış, çapraz ve uzunlamasına kesilmiş kollajen fibrillerden oluşur. Arta kalan mineral kristalleri, kollajen fibriller arasında dağılmış olarak görülür.

Hibrit tabakasının taban kısmı; rezinle çevrilmiş hidroksiapatit kristalleri içeren kısmen demineralize olmuş dentin bölgesinden sağlam dentine doğru geçişin görüldüğü kısımdır (Van Meerbeek ve ark., 1993; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Hibridizasyon: Diş sert dokuları içinde hibrit tabakasının meydana getirilmesi işlemidir (Van Meerbeek ve ark., 2001a,b). Hibridizasyon olgusunun bir sonucu olarak çeşitli mikromorfolojik özellikler tanımlanmaktadır. Ancak smear tıkaçları uzaklaştırılmazsa, rezin uzantıların oluşumu için tübüller içine monomer penetrasyonu ve hibrit tabakası oluşumu engellenir (Gwinnett, 1993). Sonuçta, Gwinnett (1993), hibrit tabakası oluşumunu sağlamak için, intertübüler dentinal

yüzeylere asit uygulandığı zaman, bağlanma kuvvetlerinin 33 MPa'a kadar arttığını belirtmiştir. Bu aşamadan sonra yüzeyler arası temasın arttırılabilmesi için düşük yüzey gerilimli adeziv ile yüksek yüzey enerjisi gerekli olmaktadır. Bu bağlantı; yüzeylerin temizliği, yüzey infiltrasyonu, kimyasal reaksiyonlar, bağlayıcı materyalin büzülmesi, ısısal stresler, nem varlığı, materyale uygulanan kuvvetler, ısı ve pH değişiklikleri, dentinin geçirgenliği, kanal sayısı, çapı, dentinin kalınlığı, dentin sıvısının konsantrasyonu ve smear tabakasının varlığı gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir (Vargas ve ark., 1997; Yaluğ, 1999; Armstrong ve ark., 2001). Hibrit tabakası; intertübüler dentine penetre olmuş adeziv ve dentin kanalları içinde derinliği $27\pm9\ \mu\text{m}$ 'e kadar olan rezin uzantıları ile karakterizedir. Hibrit tabaka, rezin infiltre demineralize intertübüler dentin olarak da adlandırılabilir. Ancak dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma gücü sadece hibrit tabakasının kalınlığına bağlı değildir. Gerçekte, eğer demineralize olmuş tabaka çok derinse, ışıkla sertleşmeden önce rezin difüzyonu için verilen kısa zaman süresi monomerin dentine tam olarak infiltrasyonu için yeterli olmayabilir (Schupbach ve ark., 1997; Nakabayashi ve Pashley, 1998; s.: 7). Ayrıca, dentine bağlanmada intertübüler hibrit tabakasının intratübüler rezin uzantılara göre çok daha önemli bir rolü olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle de, pulpaya yakın olan bölgelerde intertübüler alanın daha az olması yüzeyel dentineki nazarı bağlanmanın zayıf kalmasına neden olabilmektedir (Nakabayashi ve Pashley, 1998; s.: 7; Gökalp ve Kiremitçi, 2000).

Hibridoid tabaka: Asitle demineralize olmuş dentin yüzeyinin hava ile kurutulması sonucu desteksiz kalmış kollajen ağın büzüldüğü ve kollajen ağ arasındaki boşlukların daraldığı saptanmıştır. Bu durumdaki kollajen yapıya adeziv uygulanırsa dentinde etkili bir biçimde hibridizasyon gerçekleşmeyeceği belirtilmiştir. Kollajen yapıya bu şekilde 'yetersiz rezin infiltrasyonu' olduğunda, yeni oluşan tabaka hibridoid tabaka olarak adlandırılmaktadır. Bu tabaka aside dayanıklı olmadığından SEM preparatlarında çözünmüş olarak görülmektedir. Hibridizasyonun yetersiz olmasının önüne geçmek için, hidroksiapatit kristalleri asit uygulanarak kollajen yapıdan uzaklaştırıldıktan sonra dentin hava ile aşırı derecede kurutulmamalıdır (Gregoire ve ark., 2002).

Adeziv diş hekimliğindeki hızlı gelişmelere paralel olarak, günümüzde çeşitli bağlayıcı sistemler mevcuttur. Son yıllarda geliştirilen bağlayıcı sistemlerin dentine hem mikromekanik hem de kimyasal olarak bağlanabilmeleri nedeniyle bağlanma kuvvetlerinin 20-33 MPa gibi oldukça yüksek değerlere ulaştığı bildirilmektedir (Bouvier ve ark.,1993; Swift ve ark., 1995; Swift, 1998).

1.4.3. Bağlayıcı Sistemlerin Klinik Uygulamalarında Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

Dentin bağlayıcı materyallerin bağlanmasını etkileyen ve adezyonda başarısızlığa yani ‘yetersiz rezin infiltrasyonuna’ neden olan bir takım faktörler vardır. Bunlar tekniğe, materyale ve hastaya bağlı faktörler olarak sıralanabilir.

Tekniğe bağlı faktörler: Restorasyon alanının izolasyonu, gingival dokunun retraksiyonu, uygun manüplasyon, yüzey düzenleyici, primer ve bağlayıcı sistemin uygun kullanımı, inkramental (tabakalı) tekniğin uygulanması, bitirme ve konturlama işlemlerinin dikkatli yapılması olarak sayılabilir (Heymann ve Bayne, 1993; Prati ve ark., 1995). Günümüzde, yeterli hibridizasyon elde edebilmek için iki klinik metot bulunmaktadır. Bağlayıcı sistemin tipi ve primer içindeki çözücünün türü hangi metodun kullanılacağını belirler. Metotlardan birincisi; diş kuru tutmak ve su içerikli primer sistemler ile büzülmüş kollajen ağı tekrar ıslatmak ve rezin monomerlerin difüzyonuna izin vermektir (Van Meerbeek ve ark., 1998b). Alternatif metot ise, asitle pürüzlendirilmiş yüzeyi nemli tutmak ve aseton içerikli primer sistemlerin su uzaklaştırıcı özelliklerine güvenmektir. Bu teknik daha önce belirtildiği gibi nemli bağlanma tekniği olarak isimlendirilir (Kanca, 1992; Van Meerbeek ve ark., 2001a,b).

Materyale bağlı faktörler: Bağlayıcı sistemlerde başarısızlık büyük çoğunlukla rezin materyallerin polimerizasyon sırasındaki büzülmelerine bağlı olarak meydana gelir. Bu büzülme sonucunda rezin-dentin ara yüzünde kontraksiyon aralığı oluşur ki, bu da marjinal sızıntıya neden olur (Heymann ve Bayne, 1993; Prati ve ark., 1995).

Hastaya ait faktörler: Bruksizm, travmatik oklüzyon gibi faktörler adezyonu olumsuz yönde etkiler. Dentin bağlayıcı uygulanan dişin lokalizasyonu bağlanmayı etkiler. Örneğin mandibuler dişlerdeki servikal lezyonlarda bağlayıcı sistemler daha başarısızdırlar. Bunun en önemli nedeni mandibulada tükürük ile kontaminasyonu önlemenin zorluğu ve dişe gelen devirici kuvvetlerin özellikle servikal bölgede esnekliğe neden olmasıdır. Lezyonun büyüklüğü ve şekli de önemlidir (Heymann ve Bayne, 1993; Prati ve ark., 1995). Adezyonu dentinin yapısı ve yaşı da etkiler. Yaşla beraber dentin tübülleri hidroksiapatit kristalleriyle dolar, skleroz olur. Fakat genç dişlerde de dentin tübülleri geniş olduğu için nem kontaminasyonu fazladır ve bağlanma güçleşir. Rezin uzantılarının hibrit tabakası ile ilişkisi, kullanılan dentin bağlayıcı sisteme, dentin kanallarının oryantasyonuna, dentinin yüzey özelliklerine, farklı in vivo şartlara ve kalan dentin kalınlığına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir (Yaluğ, 1999).

1.4.4. Bağlayıcı Sistemlerin Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanımı

Son yıllarda çok gelişen mine/dentin bağlayıcı sistemleri, çocuk diş hekimliğinde rezin esaslı materyalleri ve kompomerleri süt ve sürekli dişlere bağlamak için kullanılır. Ayrıca geliştirilmiş bağlayıcı sistemler sayesinde rezin içerikli dolguları ve kompomerleri ön ve arka grup süt dişlerinde kullanmak popüler hale gelmiştir (Lacy ve Young, 1996; Garcia-Godoy ve Donly, 2002; Torres ve ark., 2005).

Son yıllarda adeziv içerikli dolgu materyalleri süt dişlerinde çok kullanılmasına rağmen, sürekli diş dentini ile kıyaslandığında; bağlayıcı sistemlerin süt dişlerindeki performansı hakkında sürekli dişlere göre çok daha az bilgi vardır (Uekusa ve ark., 2006). Geçmiş çalışmalarda süt dişlerinde sürekli dişlere göre düşük bağlanma kuvveti değerleri rapor edilmiştir (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Araujo ve ark., 1997; Swift, 1998). Ancak, gelişmiş bağlayıcı sistemlerle yapılan çalışmalarda süt ve sürekli diş dentininde benzer bağlanma kuvveti değerleri elde edildiğini bildiren araştırmacılar da vardır (El Kalla ve Garcia-Godoy, 1998). Süt ve sürekli diş dentin kalınlıkları farklıdır. Süt dişi dentini daha ince olduğundan düşük bağ kuvvetleri gözlenmektedir (Uekusa ve ark., 2006). Süt ve sürekli dişlerde peritübüler ve

intertübüler dentindeki kalsiyum ve fosfor miktarında fark bulunamamıştır. Ancak süt dişlerinde peritübüler dentin sürekli dişlerden 2-5 kat daha kalındır. Bu durumun uzantıların lateral anostamozlarını etkileyebileceği bildirilmiştir. Süt dişlerinde bir başka zorluk düz yüzey kesitlerini elde etme zorluğu ve yeterli bağlanma alanı elde edebilmek için pulpaya yaklaşma gerekliliğidir. Yapılan araştırmalar süt dişlerinde oluşan hibrit tabakasının kalınlığının, sürekli dişlerdeki oranla farklı olduğunu göstermiştir (Asakawa; 2001; Agostini ve ark., 2001). Nor ve ark.'ları (1997), yaptıkları çalışmada, süt dişi dentinin sürekli diş dentinine göre asidik monomerlere karşı daha duyarlı olduğunu bildirmişlerdir. Bundan dolayı da, süt dişlerinde daha kısa süre asitle pürüzlendirme yapılmasını tavsiye etmişlerdir.

Bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli dişlerde değerlendirildiği in vitro çalışmalarda, bağlanma değerlerinin ve mikromorfolojik adaptasyonun hem mine hem de dentinde, temelde benzer olduğu gösterilmiştir (Fagan ve ark., 1986; Salama ve Tao, 1991; Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; El-Kalla ve Garcia-Godoy, 1998). Bazı araştırmacılar ise süt dişlerindeki kısa asitle pürüzlendirme süreleri ile, daha uzun süre asitlenen sürekli dişlerde oluşan hibrit tabakasının benzer kalınlıklarda olduğunu bildirmişlerdir (Nor ve ark., 1996). Süt dişlerinde de sürekli dişlerde elde edilen başarıyı elde edebilmek için bu konudaki araştırmalara in vitro ve in vivo olarak devam edilmektedir.

1. 5. Bağlayıcı Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Son yıllarda büyük bir gelişim gösteren dentin bağlayıcı sistemlerin test edilmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu testlerin başında bağlanma kuvveti testleri gelir.

1.5.1. Bağlanma Kuvveti (Bond Strength) Testleri

Dentin bağlayıcı sistemler, klinik diş hekimliğinde yaygın bir kullanıma sahiptir ve geliştirilmiş yeni nesil dentin bağlayıcı sistemlerin eskilere oranla birçok avantajları olduğu iddia edilmektedir. Bu materyallerin kullanım etkinliklerinin

değerlendirilmesi için klinik denemeler en etkili yöntemdir. Ancak, zamanla uzun dönem klinik bilgiler elde edilirken bağlayıcı sistem çoğu zaman eskir. Bu da materyalin etkinliğinin belirlenmesini zorlaştırır. Dolayısıyla, bağlanma kuvveti testleri bağlayıcı sistemleri karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır (Tanumiharja ve ark., 2000; Yeşilyurt ve Bulucu, 2006).

Restoratif materyallerin klinik kullanımlarında hekimlere rehberlik eden laboratuvar testlerinin en önemlilerinden birisi bağlanma kuvveti testleridir. Bu testlerde mine ve dentinde oluşturulan adeziv bağlantı yüzeylerine mekanik test yöntemleri kullanılarak kuvvet uygulanır. Bu yöntemler, uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme bağlanma kuvveti (tensile bond strength) testi ve makaslama bağlanma kuvveti (shear bond strength) testi olarak adlandırılır. Son yıllarda daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikrogerilim bağlanma kuvveti (microtensile bond strength) testi ve dişlerdeki bölgesel değişimlerin bağlanma kuvvetlerine etkisini ortaya koyan mikromakaslama bağlanma kuvveti (microshear bond strength) testi kullanılmaktadır (Shimada ve Tagami, 2003). Pashley ve ark.'ları (1995), bağlanma kuvveti testlerinin Buonocore'un (1955) öncü çalışmaları ile başladığını, Bowen (1965), Kemper ve Killian (1976), Watanabe ve ark.'ları (1987) ve Retief'in (1991) bağlanma kuvveti testlerinin standardize edilmesine yönelik çalışmalarıyla devam ettiğini; ancak in vitro testlerin sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişkenin olduğunu bildirmişlerdir. Bu değişkenler şu başlıklar altında sıralanabilir;

Test için seçilen örnek;

- İnsan veya sığır dişi olması
- Yüzeyel, orta veya derin derinlikte prepare edilmesi
- Oklüzal, proksimal veya bukkal dentin yüzeylerinin kullanılması
- Molar dişi veya kesici dişi olması
- Zımparalanıp zımparalanmayacağı veya zımparanın kaç gren olduğu (320, 600, 800) ve gren cinsi (Al_2O_3 , SiC vs.)
- Prepare edildildiği frez cinsi (elmas, karbit vs.), tur hızı, su-hava soğutmalı olup olmadığı
- Dişin gömüldüğü materyal

Asitle pürüzlendirme;

- Asitle pürüzlendirme yapıp yapılmadığı
- Hangi tip asidin kullanıldığı
- Kullanılan asidin konsantrasyonu

- Asitle pürüzlendirmenin süresi
- Asidi yıkama süresi
- Yüzeyin tekrar nemlendirilip nemlendirilmediği

Dentin yüzeylerine primer uygulanması;

- Bütün dentin yüzeylerinin örtülmesi veya matriks uygulandıktan sonra primer uygulanması
- Uygulanan primer miktarı
- Primer uygulama şekli
- Yıkama ve kurutmanın süresi
- Işıkla polimerizasyon yapıp yapılmadığı
- Islak veya kuru yüzeye uygulanması

Bağlayıcı sistem;

- Uygulanan bağlayıcı sistemin miktarı ve uygulanma süresi
- Bağlayıcı sistemin hava ile ne kadar kurutulduğu ve inceltildiği
- Bağlayıcı sistemin uygulanacağı alanın çapı
- Işıkla polimerizasyonun süresi, ışığın gücü
- Basıncı veya basınçsız uygulanması

Örnekleri saklama koşulları;

- Su, izotonik salin vs.
- Oda ısısı veya 37⁰ C
- % 100 nemli ortam veya su
- Koruyucular; sodyum azid, timol, kloramin ilave edilip, edilmemesi
- Saklama süresi
- Termal etkenler, ısı derecesi, siklus sayısı ve süresi

Bağlanma kuvveti testleri;

- Çekme veya makaslama oluşu
- Stres oranı
- Testlerin hemen, 24 saat sonra veya birkaç ay sonra yapılması

Modern bağlayıcı sistemlerin hızlı gelişimi ve sağlam ürün dökümanı ihtiyacı sebebiyle in vitro testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Diğer yandan, klinik denemeler çoğunlukla retansiyon oranlarının incelenmesiyle kısıtlanmakta ve geleceğe dönük ürün gelişimi için bir açıklık getirmemektedir. Bu sebepten dolayı in vitro testler ürün kontrolü için bir fırsat sağladığından materyal gelişimindeki rolü açıktır (Eliades., 1994).

Adezyon testlerinin en yaygın olarak kullanılanları makaslama ve çekme adezyon testleridir (Barkmeier ve Cooley, 1992; Al-Salehi ve Burke, 1997). En kolay

uygulanıp standardize edilebileni de makaslama testleridir. Ancak makaslama bıçağının örneğe bağlanma yüzeyine yakın bir noktadan teması sağlanmalıdır. Aksi takdirde, dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur. Çekme testleriyle karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (Leinfelder, 2001). Makaslama testi ürün kalite kontrolü için gerekli, dentin bağlayıcı sistemlerin hızlı gelişimine katkısı olan basit bir işlemdir. Ağız içindeki performansı değerlendirmek için in vivo çalışmaların zorunlu olduğu görüşü hakim olmasına rağmen, genellikle bu çalışmalar için yeterli zaman mevcut değildir. Sonuçta makaslama testleri tasnif ve pazarlama amacıyla sıkça kullanılmaktadır (Versluis ve ark., 1997). Herhangi bir bağlayıcı sistem için en çok rapor edilen özellik makaslama dayanımıdır. Tipik bir testte çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali bağlanır. Kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır. Örnekler genellikle termal siklusa tabii tutulurlar (Swift ve ark., 1995).

Pashley ve ark.'ları (1995), 1987 yılında Qilo'nun adezyon testlerini kalitatif ve kantitatif olarak sınıflandırdığını bildirmişlerdir. Kalitatif testler bağlanma veya bağlanmama ve kırık tipini ortaya koyarken; kantitatif testler yük kapasitesi ve materyalin ömrü hakkında bilgi vermektedir. Kalitatif testler daha iyi standardize edilebilir ve uygulanmaları daha kolaydır. Bu testler; çekme, makaslama, burma, çatlatma, çekip çıkarmadır. En kolay ve sık uygulananı makaslama testleridir. Yük dağılımı makaslama testlerinde uniformdur (Pashley ve ark., 1995).

Çekme testlerinin ise teoride daha uniform stres dağılımı sağlaması beklenirken, kuvvet dağılımının uniform olmadığı gösterilmiştir (Van Noort ve ark., 1989). Çekme testlerinde, eğer aderent ile örneğin konumu doğru olarak sağlanmışsa, stres dağılımı uniform şekilde oluşmaktadır. Fakat pratikte bunu sağlamak pek mümkün değildir. Uygulanan kuvvetin doğrultusu ve örneğin konumundaki en ufak sapma sonucu etkileyebilmektedir (Van Noort ve ark., 1989; Eliades, 1994; Mason ve ark., 1996).

1.5.2. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma kuvvetlerinin test edildiği örneklerde, adeziv bir bağlantı gösteren materyallerin kütsel dirençleri ortaya çıkacak olan kırık tipini etkiler. Buna göre, kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv kırık, koheziv kırık ve karışık (mixed) kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında oluşurlar. Örneğin, dentin ile rezin esaslı dolgunun ayrılması gibi. Koheziv kırık, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmadır. Dentinin veya rezinin kendi içinde olabilir. Karışık kırıklar; hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin aynı anda gözlemlendiği kırıklardır (Price ve Hall, 1999; Ateyah ve Akpata, 2000). Zayıf bağlayıcı sistemlerde kırık tipi adezivdir. Dentin yüzeyi ile rezin materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Bu sistemlerde sadece minimal rezin penetrasyonu gerçekleşir. Daha çok güçlü sistemlerde görülen koheziv dentin kırığı, bağlayıcı sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir (Triolo ve Swift, 1992). Al-Salehi ve Burke (1997) yüksek bağlanma kuvvetlerinde daha fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlediklerini ve kırık tipi ile bağlanma kuvveti arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Günümüz bağlayıcı sistemleriyle yapılan makaslama bağlanma kuvveti testlerinde dentinde koheziv kırıklara daha sık rastlanmakta ve bu koheziv kırıklar bağlayıcı sistemin başarısını göstermektedir (Mason ve ark., 1996; Versluis ve ark., 1997).

1.6. Geçirmeli Elektron Mikroskobu (TEM) Hakkında Genel Bilgiler

Geçirmeli elektron mikroskobu, elektronların çok ince (80-100 nm) kesitlerden geçmesini gerektirir ve ince (5000 nm) kesitli örneklerin kullanıldığı stereomikroskoptan hem kesit kalınlığı hem de teknolojisiyle ayırt edilir. TEM’de oluşan ışın demeti örneğin içinden geçerken örnek üzerindeki yapılardan etkilenir ve ışın demetinin sadece bir kısmı örneğin belli bölümlerinden geçer. Örneğin içinden geçen ışın demeti ekrana örneğin büyültmüş şeklini yansıtır. Restore edilmiş dişlerden bu kadar ince kesitler almak, minenin sertliği ve cam doldurucu partiküller

içeren kompozit nedeniyle çok zordur. Bu problemler, minenin uzaklaştırılması ve adeziv uygulanmış dentin yüzeyi ile adeziv rezinin izole edilebilmesi için dikkatli kesit alımıyla giderilebilir (Nakabayashi ve Pashley, 1998, s.: 62-63).

1.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Hakkında Genel Bilgiler

SEM’de görüntü oluşturma örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması esasına dayanır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir (Yanez ve Barbosa, 2003).

SEM ve stereomikroskop arasındaki en büyük fark; stereomikroskop görüntüyü büyütme için ışığı kullanırken, SEM’in elektron ışınını kullanmasıdır. Her ikisinde de çözünme gücü dalga boyuna bağlıdır. SEM örnekleri vakum içinde gözlenirken, stereomikroskopun sıvı ve katı örnekleri atmosfer ortamında rahatlıkla gözlenir. Stereomikroskopun odaklama derinliği küçükken, SEM’inki büyüktür. Stereomikroskopta yeterli derecede ince olan örnekten ışık geçerek, camdan yapılmış mercekler tarafından görüntü büyütülür. SEM’de ise, elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır. Bu ikisinden farklı olarak TEM’de ise örnek, elektron ışınını geçirecek tarzda ince hazırlanır. Örnekten geçen ve saçılan ışın, manyetik alanlardan oluşan mercekler tarafından büyütüldükten sonra gözlemlenir. Ayrıca SEM ve TEM arasında başka farklar da mevcuttur; örneğin SEM ile örneğin yüzey morfolojisi incelenirken, TEM’de örnek derinlemesine incelenmektedir. SEM’in örnek şekli hacimli ve büyükken, TEM’inki ince film tarzındadır (Chescoe ve Goodhew, 1990).

1.8. Bağlayıcı Sistemlerle Yapılan Çalışmalardan Örnekler

Salama ve Tao (1991) ile Bordin-Aykroyd ve ark.’ları (1992) süt dişi dentininde sürekli diş dentinine göre istatistiksel olarak daha düşük makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Mason ve ark.'ları (1996), dört adet bağlayıcı sistemin bağlanma kuvvetlerini test ettikleri çalışmalarında, yaygın olarak adeziv kırıkların gözlemlendiğini ve en az adeziv kırık tipinin ScotchBond Multi Purpose (SBMP) bağlayıcı sistem ile elde edildiğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında belirgin farklar olmadığını ve in vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Nor ve ark.'ları (1996), rezin dentin ara yüzeyini süt ve sürekli dişlerde karşılaştırdıkları çalışmalarında örnekleri SEM ile incelemişler ve hibrit tabakasının süt dişlerinde anlamlı derecede daha kalın olduğunu bildirmişlerdir.

Van Meerbeek ve ark.'ları (1998b), su içerikli iki bağlayıcı sistemi kuru ve nemli dentinde TEM ile karşılaştırmışlar ve her iki sistemin de kuru ve nemli dentine aynı etkinlikte bağlandıklarını bildirmişlerdir.

Ölmez ve ark.'ları (1998), rezin dentin ara yüzeyini süt ve sürekli dişlerde hem SEM hem de TEM kullanarak karşılaştırmışlar ve hibrit tabakasının kalınlığının süt dişlerinde sürekli dişlere oranla istatistiksel olarak daha kalın olduğunu bildirmişlerdir.

Al-Ehaideb ve ark.'ları (2000), dört adet iki aşamalı total-etch bağlayıcı sistemi, üç aşamalı total-etch bağlayıcı sistem ile karşılaştırmışlar ve makaslama bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı farklar olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca tüm materyal gruplarında % 80 oranında adeziv kırık gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Agostini ve ark.'ları (2001), self-etch bağlayıcı sistemlerin süt dişi mine ve dentinine bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Prompt-L-Pop'un (PLP) süt dişi minesine etkili şekilde bağlandığını ancak; süt dişi dentinine bağlanmasının yetersiz olduğunu saptamışlardır. Aynı çalışmada, PLP kullanılan örneklerde % 100 oranında adeziv kırık gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Bouillaguet ve ark.'ları (2001), iki adet üç aşamalı total-etch, dört adet iki aşamalı total-etch ve iki adet self-etch bağlayıcı sistemi kompozit dolgu maddesiyle birlikte kullanmışlar ve bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonunda, SBMP bağlayıcı sistemin diğer tüm sistemlerden anlamlı derecede yüksek bağlanma kuvveti değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar tüm gruplarda en fazla adeziv kırık gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Telles ve ark.'ları (2001), self-etch bir bağlayıcı sistem olan PLP'yi süt ve sürekli diş dentininde SEM'de incelemişler ve PLP bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerde rezin-dentin ara yüzeyini yeterince örtemediğini bildirmişlerdir.

Macari ve ark.'ları (2002), üç adet geleneksel üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi kendi rezin esaslı dolgu materyalleri ile kullanmışlar ve rezin-dentin ara yüzeylerini SEM'de incelemişlerdir. Her üç grupta da kesintisiz ve düzgün hibrit tabakası oluşumu izlemişlerdir.

Kaaden ve ark.'ları (2003), PLP uyguladıkları süt dişi dentin örneklerinin rezin-dentin ara yüzlerini SEM'de incelemişlerdir. Oluşan hibrit tabakasının kesintili olduğunu ve ara yüzeyde geniş ve sık boşluklar oluştuğunu bildirmişlerdir.

Senawongse ve ark.'ları (2004) rezin-dentin ara yüzeylerini SEM'de inceledikleri çalışmalarında süt ve sürekli dişlerde hibrit tabakası kalınlığını benzer bulduklarını bildirmişlerdir.

Courson ve ark.'ları (2005), dokuz farklı bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, tüm sistemlerde sürekli dişlerde daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde etmişlerdir.

Öztaş ve Ölmez (2005), süt dişi dentininde self-etch bağlayıcı sistem olan PLP materyalini SEM ile inceledikleri çalışmalarında bu materyalin rezin-dentin ara yüzeyinde geniş boşluklar oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yine aynı materyal kullanılarak yapılan diğer bir çalışmada ise, Sensi ve ark.'ları (2005), self-etch

sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişler ve PLP bağlayıcı sistemin dentinde ortalama 6,8 MPa bağlanma kuvveti değeri gösterdiğini bildirmişler ve bu sistemle restore edilen tüm örneklerde adeziv kırıklar tespit etmişlerdir.

Lopes ve ark.'ları (2006), in vitro makaslama bağlanma kuvveti testlerinin bağlayıcı sistemlerin performanslarının değerlendirilmesinde sıkça kullanıldığını ve bu testlerin farklı bağlayıcı sistemlerin karşılaştırılmasında yeterli ve etkin olduğunu bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar, total-etch sistemlerle yaptıkları çalışmalarında dentinde elde edilen makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin mineye oranla düşük bulunduğunu rapor etmişlerdir.

1.9. Tez Çalışmasının Amacı

Adeziv restorasyonlarda dentine bağlanmanın bu kadar önem kazandığı günümüzde biz de tez çalışmamızda tüm bu bilgilerden yola çıkarak, dentin bağlayıcı sistemlerin içeriklerinin ve uygulama aşamalarının dentine bağlanma kalitesini etkileyebileceği düşüncesiyle süt ve sürekli dişlerde farklı dentin bağlayıcı sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini in vitro ortamda karşılaştırmayı, bunun yanı sıra makaslama testi sonrasında örnekleri stereomikroskopta inceleyerek kırık tipini tespit etmeyi ve kırık tipi ile makaslama değerleri arasındaki ilişkiyi ortaya çıkarmayı hedefledik. Çalışmamızın ikinci bölümü ise, kompozit rezin ve dentin ara yüzeyinin mikromorfolojisini ve yüzeyler arası bağlanmanın kalitesini değerlendirmek amacı ile yapılmıştır. Bu amaçla, dentinde oluşan hibrit tabakasının kalınlığı SEM ile tespit edilmiş ve TEM ile hibrit tabakasının kalitesi değerlendirilerek bulguların doğrulanması sağlanmaya çalışılmıştır.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Çeşitli dentin bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli dişlerdeki bağlanma etkinliklerini değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamızda çekilmiş süt ve sürekli dişlerde dentin yüzeylerinin hazırlanmasını takiben ve dentin bağlayıcı sistemlerin uygulanmasından sonra, rezin bloklar hazırlanarak öncelikle makaslama bağlanma kuvveti testi değerleri kaydedilmiştir. Daha sonra diş yüzeyi ve kompozit rezin blok arasında meydana gelen kırık tipleri stereomikroskop ile değerlendirilmiştir. Ayrıca dentin-rezin ara yüzeyleri SEM ve TEM’de incelenmiştir. SEM incelemesi sırasında örneklerde oluşan hibrit tabakası kalınlığı da değerlendirilmiştir. Bu bölümde sırası ile uygulanan bu test yöntemleri hakkında bilgi verilecektir.

2.1. Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızın bu bölümünde Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı Kliniği’nde çekilen çürüksüz ve sürmüş 21 adet 20 yaş dişi ile Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği’nde çekim endikasyonu konulan, çürüksüz ve düşme zamanı gelmiş 21 adet süt 2. molar dişi kullanılmıştır.

Dişler çekildikten sonra üzerlerindeki artıklar fırça yardımı ile uzaklaştırılmış ve 10 dakika boyunca sodyum hipoklorid solüsyonunda bekletilmiştir. Bu şekilde hazırlanan dişler en fazla 6 ay olmak üzere, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Biyokimya laboratuvarında hazırlanan ve mikroorganizma oluşumunu inhibe eden distile su ve % 0,1 timol karışımından oluşan bir solüsyonda deney düzeneği hazırlanana kadar saklanmıştır. Dişler, rastgele seçilerek her grupta 7 adet diş olacak şekilde süt ve sürekli dişler 3’er alt gruba ayrılmıştır. Kuronlar mine-sement birleşiminin 2-3 mm altından kesilmiş ve vertikal yönde daha önceden hazırlanmış teflon kalıp içerisine kendiliğinden sertleşen pembe akrilik rezin (Orthocryl EQ, Dentaurem, Germany) içine gömülmüştür. Dişler su soğutması altında elmas frez kullanılarak oklüzal yüzeylerindeki pitin en derin noktasına kadar aşındırılmış ve düz dentin yüzeyleri

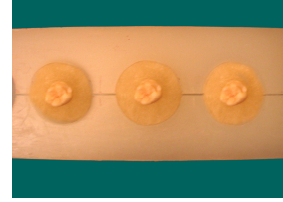
elde edilmiştir. Daha sonra Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan kesit alma cihazı (Metkon Micracut Precision Cutter, Metkon, Bursa, Türkiye) ile su soğutması altında süt dişlerinde yaklaşık 1 mm, sürekli dişlerde ise yaklaşık 2 mm derinliğinde kesim yapılarak dentin yüzeyleri hazırlanmıştır. Hazırlanan dentin yüzeylerinde homojen ve standart bir smear tabakası oluşturmak amacıyla 300, 600 ve 800 grid'lik silikon karbit zımparalar kullanılmıştır. Resim 2.1. a ve b çalışmada dişlerin gömülmesinde kullanılan teflon kalıbın açık ve kapalı görüntüsünü, Resim 2.1. c ise kalıba gömülmüş örneklerin görüntüsünü sergilemektedir.



Resim 2.1. a



Resim 2.1. b



Resim 2.1. c

Resim 2.1. a,b,c Çalışmamızda dişlerin gömülmesinde kullanılan teflon kalıbın ve kalıba gömülmüş örneklerin görüntüsü.

2.2. Dentin Yüzeylerine Bağlayıcı Sistemlerin Uygulanması ve Kompozit Rezin Örneklerin Hazırlanması

Zımparalama işleminin tamamlanmasından sonra, süt ve sürekli diş dentin örnekleri üzerine restoratif işlemlerin uygulanması aşamasına geçilmiştir. Yapılan bu çalışmada bağlayıcı sistem olarak; Scotchbond Multi Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, USA), Gluma Comfort Bond (Heraeus-Kulzer, Dormagen, Germany) ve Prompt-L-Pop (3M ESPE, St Paul, USA) kullanılmıştır. Çizelge 2.1. kullanılan bağlayıcı sistemleri, bu sistemlerin üretici firmalarını, çalışmada kullanılan isim kodlarını ve dâhil oldukları sistem sınıfını göstermektedir. Çizelge 2.2. de ise kullanılan bağlayıcı sistemlerin içerikleri ve kullanım teknikleri hakkında bilgi verilmektedir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan bağlayıcı sistemler, üretici firmaları, isim kodları ve sınıflandırılmaları.

Bağlayıcı Sistemler	Üretici firma	İsim kodu	Sistem Sınıfı
ScotchBond Multi Purpose	3M ESPE	SBMP	Üç basamaklı total-etch adeziv
Gluma Comfort Bond	Heraeus Kulzer	GCB	İki basamaklı total-etch adeziv
Prompt-L-Pop	3M ESPE	PLP	Tek basamaklı (all-in-one) self-etch adeziv

Çizelge 2.2. Çalışmamızda kullanılan bağlayıcı sistemlerin içerikleri ve kullanım teknikleri.

Materyal	Kompozisyon	Kullanım tekniği
Scotchbond Multi Purpose	Asit: % 35 fosforik asit Primer: HEMA, polialkenoik asit Adeziv: Bis-GMA, HEMA	15 saniye asit uygulanır, yıkanıp kurutulur. Primer 15 saniye uygulanır, hafifçe kurutulur. Adeziv uygulanır ve 10 saniye polimerize edilir.
Gluma Comfort Bond	Asit: % 20 fosforik asit Primer/Adeziv: 4-META, metakrilat, etanol, foto başlatıcılar	20 saniye asit uygulanır, yıkanıp hava ile kurutulur, hafif nemli bırakılır, adeziv sistem sürülür 15 saniye beklendikten sonra hafif hava sıkılır ve 20 saniye polimerize edilir.
Prompt-L-Pop	Metakrilatlı fosforik asit esterleri, başlatıcı, stabilizatör, amino benzoat, su, kamferokinon, bütıl hidroksi toluen, fluor kompleksi, paraben	En üstteki bölme sıkılarak içeriğin orta bölmeye geçmesi sağlanır, katlanır, daha sonra ikinci bölme de sıkılır ve fırça içeride hafifçe döndürülerek iki bölmenin içeriği karıştırılır, 15 saniye kaviteye uygulanır ve 10 saniye polimerize edilir.

2.2.1. Scotchbond Multi Purpose

Scotchbond Multi Purpose, su içerikli, üç basamaklı 4. nesil total-etch bir bağlayıcı sistemdir. Üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda, öncelikle % 35 fosforik asitle, 15 saniye süreyle dentin yüzeyleri pürüzlendirilmiş, 5 saniyelik yıkamanın ardından hava ile hafifçe kurutulmuş, aplikatör yardımı ile primer uygulanmış ve 10 saniye beklendikten sonra hava ile hafifçe inceltiştir. Daha sonra bağlayıcı sistem yine aplikatör yardımıyla dentin yüzeylerine uygulanmış, hafif hava ile inceltiştir ve Hilux 200, (Benlioğlu Dental Inc., 9120782, Ankara, Turkey) halojen ışık cihazı ile 10 saniye süre ile polimerize edilmiştir. Deneyde kullanılan halojen ışık cihazının ışık gücü, radyometre (Curing Radiometer, Model 100, Demetron/Kerr Corporation,

Danbury, USA) ile 450 mW/cm^2 olarak ölçülmüştür. Resim 2.2.SBMP bağlayıcı sistemi göstermektedir.



Resim 2.2. Çalışmamızda kullanılan SBMP (3M ESPE); üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistem.

2.2.2. Gluma Comfort Bond

Gluma Comfort Bond, etanol içerikli, iki basamaklı 5. nesil total-etch bir bağlayıcı sistemdir. Üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda, öncelikle % 20'lik fosforik asit süt ve sürekli diş dentin yüzeylerine 20 saniye uygulanmış, 5 saniye suyla yıkanmış ve 1-2 saniye hafif hava ile kurutulmuştur. Kurutma sırasında, firma tarafından önerildiği şekilde dentinin tam olarak dehidrate edilmemesine dikkat edilmiştir. Daha sonra GCB adeziv uygulanmış ve 15 saniye beklendikten sonra 2-5 saniye hafif hava ile inceltilmiş ve belirtilen halojen ışık cihazı ile 20 saniye süre ile polimerize edilmiştir. Resim 2.3.'de GCB bağlayıcı sistem görülmektedir.



Resim 2.3. Çalışmamızda kullanılan GCB (Hereaus Kulzer); iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem.

2.2.3. Prompt-L-Pop

Prompt-L-Pop, ‘all-in-one’ olarak adlandırılan su içerikli, iki komponentten oluşan 6. nesil tek basamaklı bir self-etch sistemdir. Kırmızı bölme (blister); Bis-GMA, başlatıcılar, stabilize ediciler ve kamforokinon içerirken, sarı bölme; su, HEMA, polialkenoik asit ve stabilize edicileri içerir. Üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda, öncelikle kırmızı bölme sıkılmış, sıvı içeriğin akması sağlanmış ve bu bölme sarı bölmenin üzerine doğru katlanmıştır. Daha sonra, sarı bölme sıkılmış ve içerik yeşil bölmeye geçirilmiştir. Aplikatör, yeşil bölme içinde 5 saniye döndürülerek içeriklerin karışımı sağlanmıştır. Bu şekilde bölmelerin katlanması materyalin bir bölmeden diğerine kolayca geçişini sağlamak ve materyal kırmızı bölmeden sarı bölüme geçtiğinde tamamının düzgün bir şekilde geçtiğini işaret eden bir ses duyulmaktadır. Daha sonra PLP bağlayıcı sistem, dentin yüzeylerine 15 saniye uygulanmış, hafif hava ile inceltilmiş ve belirtilen halojen ışık cihazı ile 10 saniye polimerize edilmiştir. Resim 2.4. çalışmamızda kullandığımız PLP self-etch bağlayıcı sistemi göstermektedir.



Resim 2.4. Çalışmamızda kullanılan PLP (3M ESPE); self-etch bağlayıcı sistem.

Bağlayıcı sistemlerin uygulanmasının ardından tüm dentin yüzeyleri için 3 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde şeffaf plastik kalıplar hazırlanmış ve dentin bağlayıcı sistem uygulanan dentin yüzeylerine dik olarak yerleştirilen bu kalıplar içine Valux Plus (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozit rezin materyali (A2) yerleştirilmiştir. Taşan materyal uzaklaştırıldıktan sonra belirtilen halojen ışık cihazı ile 40 saniye polimerize edilmiştir. Çalışmamızda kompozit blokların hazırlanmasında kullanılan Valux Plus materyali Resim 2.5.’de gösterilmiştir.

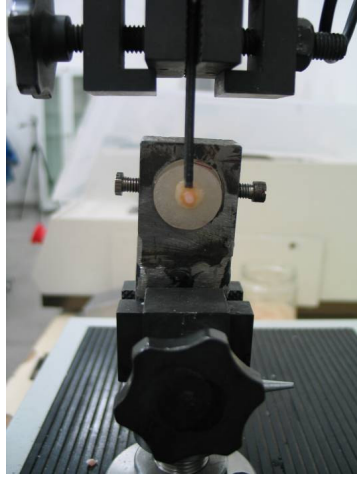


Resim 2.5. Çalışmamızdaki kompozit rezin blokların hazırlanmasında kullanılan Valux Plus (3M ESPE); geleneksel hibrit kompozit rezin materyali.

Dentin yüzeylerine bağlanan tüm kompozit rezin disklerin etrafındaki şeffaf plastik kalıplar, polimerizasyon sonrasında, bisturi ile kesilerek uzaklaştırılmıştır. Daha sonra örnekler 37 °C distile suda 24 saat bekletilmiştir. Bu işlemi takiben tüm örnekler, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan termal siklus cihazında (Nüve BM, 302 sıcak su ve Nüve BS 302 soğuk su cihazı, Nüve, Ankara, Türkiye) 5⁰ C ve 55⁰ C'de 500 kez termal siklus işlemine tabii tutulmuştur. Su banyolarında bekleme süreleri 30'ar saniye ve banyolar arası transfer süresi de 10 saniye olacak şekilde işlem tamamlanmıştır.

2.3. Makaslama Bağlanma Kuvveti Testinin Uygulanması

Hazırlanan örnekler, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan Lloyd LRX Universal (Lloyd Instruments, Fareham, Hants, England-UK) marka Instron test cihazında, makaslama bağlanma kuvveti testine tabii tutulmuştur. Makaslama bağlanma kuvvetinin saptanması amacıyla cihaza bağlı bıçak yüzeyli metal çubuk, diş yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirilerek, diş ve materyalin birleşme bölgesine, materyal diştten ayrılncaya kadar 0,5 mm/dak. hızla uygulanmıştır. Bu uygulama Resim 2.6.'da gösterilmektedir.



Resim 2.6. Instron cihazında kompozit ve diş örneklerinin birleşim bölgesine metal çubuğun uygulanması.

Tüm gruplara ait dentin yüzeylerindeki kompozit rezinlerin makaslama bağlanma değerleri Newton (N) cinsinden elde edilmiştir. Newton cinsinden elde edilen değerler, yüzey alanına (mm^2) bölünerek MPa cinsinden hesaplanmıştır.

2.4. Dentin Yüzeyi ve Kompozit Rezin Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın bu bölümünde, süt ve sürekli diş dentin yüzeylerinde gerçekleştirmiş olduğumuz rezin-dentin bağlantılarının makaslama kuvvetleri uygulanarak kırılmaları sonucu ortaya çıkan kırık tiplerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Elde edilen kırık yüzeyleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan Leica, MZ 12 (Leica AG, CH-9435 Heerbrugg, Switzerland) marka stereomikroskopta, x25 büyütme ile değerlendirilmiştir.

Stereomikroskoptaki değerlendirmeler şu kriterler doğrultusunda gerçekleştirilmiştir (Price ve Hall, 1999; Ateyah ve Akpata, 2000);

- *Adeziv kırık tipi*; Temiz bir dentin yüzeyi var, kompozit veya bağlayıcı sistem dentinde izlenmiyor.
- *Kompozit içinde koheziv kırık tipi*; Dentin yüzeyinde kompozit parçası var ama dişte kırık görünmüyor.
- *Karışık kırık tipi*; Dentin yüzeyinde hem kompozit rezin hem de dentin kırığı izleniyor.
- *Dentinde koheziv kırık tipi*; Dentinden kompozit tamamen ayrılmış ancak, dentin kırığı gözleniyor.

2.5. Rezin-Dentin Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmesi

Çalışmamızın ikinci bölümünde amacımız; sürekli ve süt dişi dentininde çalışmamızda kullandığımız bağlayıcı sistemlerin uygulanmasını takiben, rezin-dentin ara yüzündeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabakasının mikromorfolojisinin değerlendirilmesidir. Bu amaçla örnekler Türkiye Petrolleri Anonim Ortaklığı Araştırma Merkezinde bulunan SEM’de incelenerek, hibrit tabakasının kalınlığı ve rezin-dentin ara yüzeyi değerlendirilmiştir. Her grup için 30’ar adet hibrit tabakası kalınlığı ölçümü yapılmıştır. Ölçümler yaklaşık 100 mikronluk aralıklarla elde edilmiştir.

SEM incelemesi için, 9 adet süt 2. molar ve 9 adet 20 yaş dişi kullanılmıştır. Tüm dişler çekildikten sonra temizlenmiş ve kullanılana kadar % 0,1’lik timol solüsyonunda saklanmıştır. Kuronlar mine-sement birleşiminin 2-3 mm altından kesilmiş ve pulpa dokusu çıkarılmıştır. Dentin yüzeyleri, makaslama bağlanma testinde bölüm 2.1.’de anlatılan metotla hazırlanmıştır. Resim 2.7.a’da SEM incelemesi için hazırlanan dentin yüzeyi görölmektedir. Daha sonra dişler mine-sement birleşiminden kesilerek akrilik bloktan ayrılmıştır. Her grupta 3 adet diş olacak şekilde dentin bağlayıcı sistemler üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda uygulandıktan sonra, inkremental teknik kullanılarak 2x2 mm (4 mm) kalınlığında

Valux Plus kompozit rezin ile oklüzal yüzeyler kompozitle kaplanmış, halojen ışık cihazı ile 40 saniye süreyle polimerize edilmiştir. Kırma işlemleri esnasında kompozit rezinin dentinden ayrılmasını önlemek için tüm örneklerin mezial ve distal yüzeyleri akrilik rezin kullanılarak sabitlenmiş (Resim 2.7.b) ve daha sonra labio-lingual yönde 2 mm derinliğinde bir oluk hazırlanarak kırık hattı belirlenmiştir. Daha sonra örnekler sıvı nitrojende 10 dakika bekletilmiş ve çentiklerden kuvvet uygulanarak ikiye ayrılmış (Resim 2.7.c) ve kırık hattındaki SEM incelemesi için gerekli olan işlemlere geçilmiştir.

Diş dokusunun SEM incelemesi için hazırlanması çeşitli basamaklardan oluşan bir işlemdir. Öncelikle örnekleri nem ve sıvılardan arındırmak için ultrasonik temizleme yapılmış, daha sonra temizlenen örnekler, taşıyıcı 'setup' lar üzerine sıvı karbon ile yapıştırılmıştır. Etüvde 60⁰ C'de 2 saat süreyle kurutulmuş ve Polaron E5100 seri II kaplama cihazında yüzeyleri 0,015 mikron (200 Å) kalınlığında altın ile kaplanmış. Örnekler altınla kaplandıktan sonra SEM'de (JEOL-JSM-840A, Tokyo, Japan) incelenmiştir. SEM'de x1000 magnifikasyonda incelemeler gerçekleştirilmiştir.



Resim 2.7.a



Resim 2.7. b



Resim 2.7. c

Resim 2.7. a,b,c SEM incelemesi için hazırlanan dentin yüzeyinin, akrilik rezin ile sabitlenmiş ve ikiye ayrılmış diş örneğinin görüntüsü.

2.6. Rezın-Dentin Ara Yüzeylerinin Geçirmeli Elektron Mikroskopunda İncelenmesi

Sürekli ve süt dişi dentininde bağlayıcı sistemlerin uygulanmasını takiben, rezin-dentin ara yüzündeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabakasının mikromorfolojisinin

değerlendirilmesi amacıyla Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan TEM'den yararlanılmış ve örnekler incelenerek, rezin-dentin ara yüzeyi değerlendirilmiştir.

TEM incelemeleri için, 6 adet süt 2. molar ve 6 adet 20 yaş dişi kullanılmıştır. Çekilmiş süt ve sürekli dişler, temizlenmiş ve kullanılabilecek kadar % 0,1'lik timol solüsyonunda saklanmıştır. Daha sonra dişler, çalışmamızın birinci bölümünde kullanılan teflon kalıplar içine kendi kendine sertleşen pembe akrilik rezin ile gömülmüştür. Dentin yüzeyleri bölüm 2.1.de anlatıldığı gibi hazırlandıktan sonra 1-1,5 mm kalınlığında dentin diski elde etmek amacıyla ikinci bir kesim yapılmıştır. Resim 2.8'de aşındırıldıktan sonra Micracut kesit alma cihazına yerleştirilmiş örneğin görüntüsü; Resim 2.9. da ise TEM incelemesi için elde edilen dentin diski görülmektedir.



Resim 2.8. Aşındırıldıktan sonra Micracut kesit alma cihazına yerleştirilmiş örneğin görüntüsü.

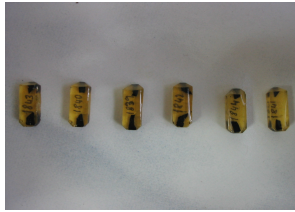


Resim 2.9. İkinci kesim işlemi sonucunda TEM incelemesi için elde edilen 1-1,5 mm kalınlığındaki dentin diski.

Daha sonra disklerin oklüzal yöndeki çalışma yüzeyleri zımparalanıp hazırlandıktan sonra dentin bağlayıcı sistemler ve rezin esaslı dolgu materyali üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda uygulanmıştır.

Diş dokusunun TEM incelemesi için hazırlanması çeşitli basamaklardan oluşan bir işlemdir; 0,5-1 mm kalınlığında enine kesilen dişler pH'ı 2,5 olan dekalsifikasyon çözeltisinde (1 N sodyum format, 8 N formik asit) çözelti her gün değiştirilerek 1-1,5 ay süresince dekalsifiye edilmiş ve 1 mm³'lük parçalara ayrılmıştır. 1. tespit için örnekler fosfat tampon içerisinde (% 2,5'lük glutaraldehit, % 1'lik paraformaldehit) 2-4 saat arası bekletilmiştir. % 1'lik osmiyum tetraoksitte iki saat boyunca ikinci

tespit yapılmış, daha sonra alkol serileri ve propilen oksitte dehidratasyon işlemine geçilmiştir. Hazırlanan örnekler Araldite 6005'e gömülmüştür. Uygun yer tespiti için ultratomla (Ultracut R, Avusturya, Viyana) 700-1000 nm'lik yarı ince kesitler alınarak toluidin mavisiyle boyanmıştır. Uygun bölgelerden 60-80 nm'lik ince kesitler elde edilerek bakır gridlerde toplanmıştır. Parçalar uranil asetat ve kurşun sitratta boyanarak TEM'de (Leo 906 E, 80 kV- Oberkohen, Almanya) incelenmiştir. Resim 2.10. Araldite 6005'e gömülmüş örnekleri göstermektedir.



Resim 2.10. Araldite 6005'e gömülmüş örnekler.

2.7. İstatistiksel Analiz

Test sırasında uygulanan işlemlere göre genel olarak gruplar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak değerlendirilmesi için çalışmamızda makaslama bağlanma kuvveti testi sonrasında elde edilen veriler Orta Doğu Teknik Üniversitesi İstatistik Anabilim Dalı'nda, $p < 0,05$ derecesinde olmak üzere 'İki Yönlü Varyans Analizi' Testi (Two-Way Analysis of Variance, ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Varyans analizinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür. Bunun üzerine farklılığın kaynağını tespit etmek ve alt gruplar arasında çoklu karşılaştırma yapılabilmesi için 'Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi' (Scheffe's Multiple Comparison Test) ile gruplar ikili karşılaştırmalara tabii tutulmuştur.

Adeziv, koheziv ve karışık kırık tipleri ise yüzdelik oranlar ile sunulmuştur.

SEM'de incelenen ve her grup için 30'ar adet elde edilen hibrit tabakası kalınlığı değerleri ise 'İki Yönlü Varyans Analizi' Testi ile değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

Çeşitli dentin bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli diş dentinlerindeki bağlanma etkinliklerini değerlendirmeyi amaçladığımız tez çalışmamızda süt ve sürekli dişler üzerinde üç farklı bağlayıcı sistem yardımı ile bağlanan kompozit rezin blokların öncelikle makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Daha sonra diş yüzeyi ve kompozit rezin blok arasında meydana gelen kırık tipleri stereomikroskopta incelenmiştir. Son olarak rezin-dentin ara yüzeyi SEM’de ve TEM’de incelenmiş, SEM incelemesi sırasında örneklerde oluşan hibrit tabakası kalınlıkları değerlendirilmiş, ,rezin-dentin ara yüzeyi ayrıca TEM ile daha ayrıntılı olarak incelenerek SEM ile elde edilen bulguların desteklenmesine çalışılmıştır.

3.1. Süt ve Sürekli Dişlerde Farklı Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Makaslama Bağlanma Kuvveti Değerlerinin In Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi

Farklı dentin bağlayıcı sistemler ile süt ve sürekli diş dentinlerine bağlanan kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvveti değerleri ‘İki Yönlü Varyans Analizi’ (Two-Way Analysis of Variance, ANOVA) ve ‘Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi’ (Scheffe’s Multiple Comparison Test) kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çizelge 3.1. tüm gruptan elde edilen ortalama bağlanma kuvveti değerlerini, standart sapma değerlerini ve gruptaki örnek sayılarını göstermektedir.

Çizelge 3.1. Tüm gruplardan elde edilen ortalama bağlanma kuvveti değerlerini, standart sapma değerlerini ve örnek sayılarını gösteren tanımlayıcı istatistiksel tablo.

Diş Türü	Kullanılan Bağlayıcı Sistem	n	Ortalama Bağlanma Kuvveti (Newton)	Ortalama Bağlanma Kuvveti (MPa) ve Standart Sapma Değerleri	Minimum	Maksimum
Süt Dişleri	SBMP	7	118,74	16,79±0,7035	15,84	17,72
	GCB	7	107,43	15,19±0,8187	14,09	16,51
	PLP	7	78,45	11,09±0,9717	9,789	12,62
Sürekli Dişler	SBMP	7	165,97	23,48±1,9521	20,12	26,00
	GCB	7	164,26	23,23±3,3336	17,12	26,76
	PLP	7	84,89	12,01±0,8516	10,81	13,33

Çizelge 3.1.'de gösterilen tüm gruplar İki Yönlü Varyans Analizi ile test edilmiştir. Bu teste göre farklılık gösteren kriterler ve gruplar arası etkileşimler Çizelge 3.2.'de, gösterilmiştir. Çizelgelerde test için istatistiksel olarak farklılığı işaret eden anlam düzeyi; * işareti ile gösterilmiştir ($p<0,05$).

Çizelge 3.2. İki Yönlü Varyans Analizi Testi'ne göre farklılık gösteren kriterler ve gruplar arası etkileşimler (*= $p<0,05$). (sd (k-1)= Serbestlik derecesi, F= F dağılımına ait istatistiksel değer, p=fark düzeyi, eta kare=açıklama yüzdesi).

Kriterler	sd (k-1)	Ortalamalar Karesi	F	P	Eta Kareler
Diş Tipi	1	285,138*	96,339*	,000	,728
Bağlayıcı Sistem	2	310,984*	105,072*	,000	,854
Diş Tipi ve Bağlayıcı Sistem	2	50,140*	16,941*	,000	,485
Hata	36	2,960			
Toplam	42				

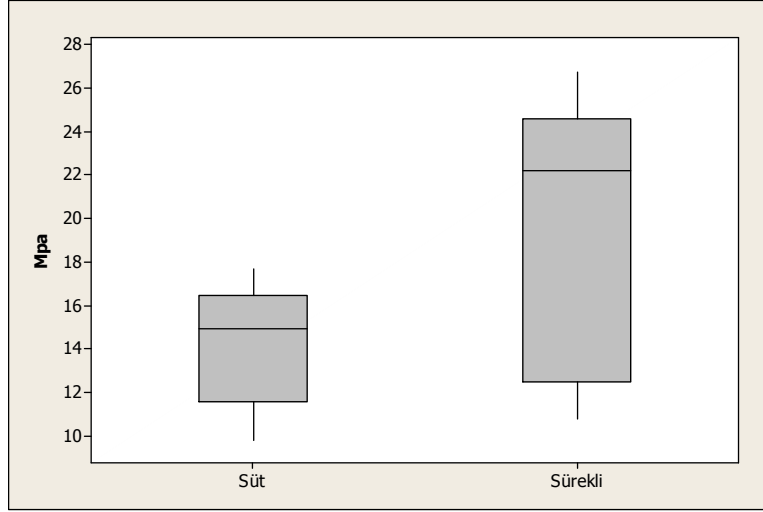
Çalışmamızda, süt ve sürekli diş dentinlerinde farklı bağlayıcı sistemlerin uygulanmaları sonucu kompozit rezinlerin bağlanmalarından elde edilen makaslama bağlanma kuvveti değerleri üzerinde yapılan İki Yönlü Varyans Analizi sonrasında genel olarak şu istatistiksel sonuçlara varılmıştır;

Diş tipinin değişmesi (süt/sürekli), makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilemektedir ($p<0,05$). Diş tipi, bağlanma kuvvetindeki değişimin % 72'sini açıklamaktadır (Eta kare=0,728).

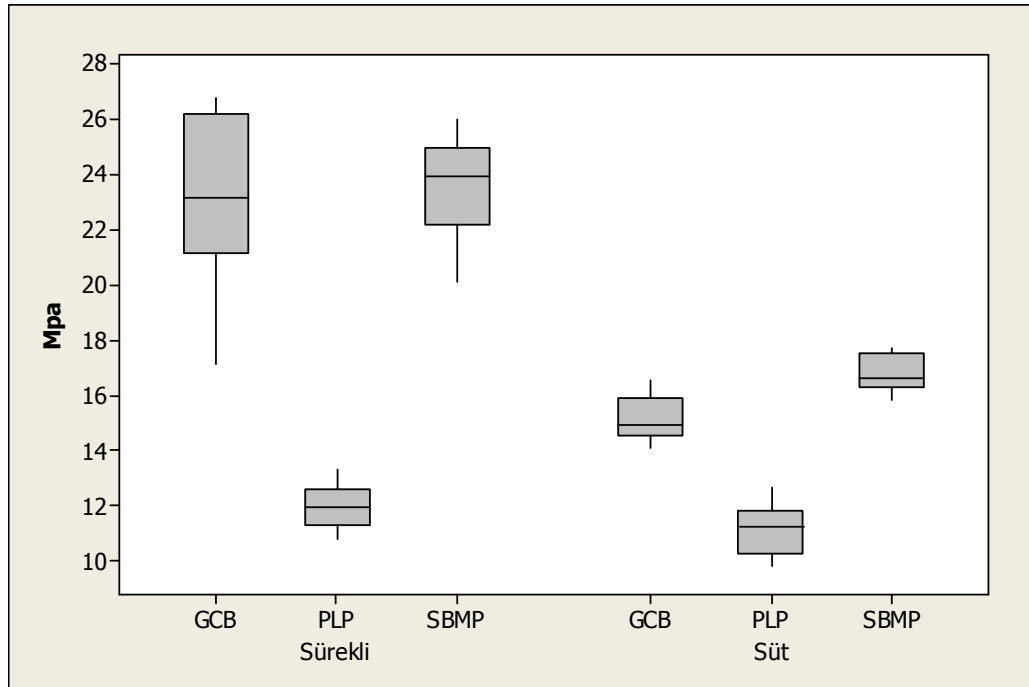
Materyalin değişmesi de makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilemektedir ($p<0,05$). Bu değişken ise bağlanma kuvvetindeki farklılığın % 85'ini açıklamaktadır (Eta kare=0,854).

Diş tipi ve materyalin her ikisinin birden değişimi de makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilemektedir ($p<0,05$). Bu değişim ise bağlanma kuvvetindeki farklılığın % 48'ini açıklamaktadır (Eta kare= 0,485).

Ayrıca gözlem gücünün (observed power $\cong$ 1) 1 değerine çok yakın olduğu görülmüştür. Bu durum uygulanan testin (Varyans Analizi) toplanan verilere ne kadar uygun olduğunu göstermektedir. Bu sonuçların ışığında makaslama bağlanma kuvveti değerleri süt ve sürekli dişlerde istatistiksel olarak birbirinden farklılık göstermektedir (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Süt ve sürekli dişlerdeki ortalama makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.



Şekil 3.2. Üç bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerdeki ortalama makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin gösterilmesi.

Genel olarak varılan bu değerlendirmelerden sonra, çalışmada yer alan ‘tüm alt grupların’ aralarındaki farklılıkları belirlemek amacıyla, gruplardan elde edilen tüm bağlanma kuvveti değerlerine, Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi (Scheffe’s Multiple Comparison Test) uygulanmıştır.

3.1.1. Çalışmamızda Elde Ettiğimiz Makaslama Bağlanma Kuvveti Değerlerinin Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi ile Değerlendirilmesi

Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi, ortalama değerlerin çoklu karşılaştırılabilmesi amacıyla en sık kullanılan Post Hoc testlerden birisidir (Büyüköztürk, 2002). Çalışmamızda; İki Yönlü Varyans Analizi Testi'ni takiben, tüm alt gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesi amacıyla Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi'nde, bütün alt grupların birbirleriyle karşılaştırılmaları sonucunda hangi alt gruplar arasında farklılıklar bulunduğu, hazırlanan Çizelge 3.3.'de gösterilmiştir. Bu çizelgede, aralarında istatistiksel olarak farklılık gözlenen gruplar; * işareti ile belirtilmiştir (*= $p<0,05$).

Çizelge 3.3. Tüm alt gruplar arasındaki farklılıkları gösteren çizelge (istatistiksel fark düzeyi, $p<0,05$).

		Ortalamalar Farkı (I-J)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
(I) Diş Tipi	(J)Diş Grupları				Alt Sınır	Üst Sınır
Süt GCB	Süt PLP	4,0996*	,9196	,006	,8632	7,3359
	Süt SBMP	-1,6000	,9196	,696	-4,8363	1,6364
	Sürekli GCB	-8,0399*	,9196	,000	-11,2763	-4,8036
	Sürekli PLP	3,1880	,9196	,056	-4,8344E-02	6,4243
	Sürekli SBMP	-8,2819*	,9196	,000	-11,5182	-5,0455
Süt PLP	Süt SBMP	-5,6996*	,9196	,000	-8,9359	-2,4632
	Sürekli GCB	-12,1395*	,9196	,000	-15,3759	-8,9032
	Sürekli PLP	-,9116	,9196	,962	-4,1479	2,3248
	Sürekli SBMP	-12,3815*	,9196	,000	-15,6178	-9,1451
Süt SBMP	Sürekli GCB	-6,4400*	,9196	,000	-9,6763	-3,2036
	Sürekli PLP	4,7880*	,9196	,001	1,5516	8,0243
	Sürekli SBMP	-6,6819*	,9196	,000	-9,9182	-3,4456
Sürekli GCB	Sürekli PLP	11,2279*	,9196	,000	7,9916	14,4643
	Sürekli SBMP	-,2419	,9196	1,000	-3,4783	2,9944
Sürekli PLP	Sürekli SBMP	-11,4699*	,9196	,000	-14,7062	-8,2335

Scheffe Çoklu Karşılaştırma Testi ile şu istatistiksel sonuçlara varılmıştır;

Süt dişlerinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri, SBMP (16,79 MPa) bağlayıcı sistem ile elde edilmiştir. Bunu, GCB (15,19 MPa) ve PLP (11,09 MPa) bağlayıcı sistemler takip etmiştir (Çizelge 3.1.). SBMP ile GCB arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p>0,05$), her iki sistem de PLP'den anlamlı oranda yüksek değerler göstermiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3.).

Sürekli diş gruplarında da en yüksek bağlanma kuvveti değeri, 23,48 MPa ile SBMP bağlayıcı sistemle elde edilmiştir. GCB bağlayıcı sistem 23,23 MPa ve PLP da 12,01 MPa makaslama bağlanma kuvveti değerleri göstermişlerdir (Çizelge 3.1.). SBMP ile GCB arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı değilken ($p>0,05$), her iki sistem de PLP'den anlamlı oranda yüksek değerler sergilemiştir ($p<0,05$) (Çizelge 3.3.).

Bağlayıcı sistemleri kendi aralarında değerlendirdiğimizde ise, SBMP bağlayıcı sistem, süt ve sürekli diş gruplarında istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir ($p<0,05$). Aynı şekilde GCB bağlayıcı sistemle elde edilen sonuçlar da süt ve sürekli diş gruplarında istatistiksel farklılık göstermektedir ($p<0,05$). Buna karşın, PLP bağlayıcı sistem daha düşük bağlanma kuvveti değerleri vermiştir ve bu değerler açısından süt ve sürekli dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$). (Çizelge 3.3.). Şekil 3.2. üç bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerdeki ortalama makaslama bağlanma kuvveti değerlerini göstermektedir.

3.2. Bağlanma Kuvveti Testi Sırasında Rezin-Dentin Ara Yüzünde Meydana Gelen Kırık Tiplerinin In Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, tüm örneklerle uygulanan makaslama bağlanma kuvveti testinden sonra kompozit rezin ile dentin yüzeyi arasında meydana gelen kırık tipleri, gereç ve yöntem bölümünde anlatıldığı şekilde stereomikroskopta x25 büyütmede değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeye göre kırık tiplerinin oranları Çizelge 3.4.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Kompozit rezin ve diş yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri ve yüzdeleri.

Kırık tipi dişler n=7	Dentin/rezin arası adeziv kırık (%)	Dentinde koheziv kırık (%)	Kompozitte koheziv kırık (%)	Karışık kırık (%)
Süt dişi SBMP	2 (28,57)	1 (14,28)	-	4 (57,14)
Süt dişi GCB	3 (42,85)	1 (14,28)	-	3 (42,85)
Süt dişi PLP	6 (85,72)	-	-	1 (14,28)
Sürekli diş SBMP	1 (14,28)	2 (28,57)	-	4 (57,14)
Sürekli diş GCB	2 (28,57)	2 (28,57)	-	3 (42,85)
Sürekli diş PLP	5 (71,53)	-	-	2 (28,57)

Buna göre;

Süt dişlerinde SBMP bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 57,14 karışık tipte kırık, % 28,57 adeziv tipte kırık, % 14,28 dentinde koheziv tipte kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Süt dişlerinde GCB bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 42,85 karışık tipte kırık, % 42,85 adeziv tipte kırık, % 14,28 dentinde koheziv tipte kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Süt dişlerinde PLP bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 14,28 karışık tipte kırık, % 85,72 adeziv tipte kırık izlenmiş, dentinde veya kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Sürekli dişlerde SBMP bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 57,14 karışık tipte kırık, % 14,28 adeziv tipte kırık, % 28,57 dentinde koheziv kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Sürekli dişlerde GCB bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 42,85 karışık tipte kırık, % 28,57 adeziv tipte kırık, % 28,57 dentinde koheziv kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Sürekli dişlerde PLP bağlayıcı sistem uygulanan grupta, % 28,57 karışık tipte kırık, % 71,53 adeziv tipte kırık izlenmiş, dentinde ve kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Süt dişlerinde tüm bağlayıcı ajanlar dikkate alındığında, % 38,09 karışık tipte kırık, % 52,38 adeziv tipte kırık, % 9,52 dentinde koheziv kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Sürekli diş gruplarında ise tüm bağlayıcı sistemler değerlendirildiğinde, % 42,85 karışık tipte kırık, % 38,09 adeziv tipte kırık, % 19,04 dentinde koheziv kırık izlenmiş, kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Resim 3.1., 3.2. ve 3.3. sırasıyla süt dişi dentinlerinde meydana gelen koheziv, adeziv ve karışık kırık tiplerini sergilemektedir. Resim 3.4., Resim 3.5. ve Resim 3.6. ise sırasıyla sürekli diş dentinlerinde meydana gelen koheziv, adeziv ve karışık kırık tiplerini göstermektedir.



Resim 3.1. Süt dişi dentininde koheziv kırık.



Resim 3.4. Sürekli diş dentininde koheziv kırık.



Resim 3.2. Süt dişinde adeziv kırık.



Resim 3.5. Sürekli dişte adeziv kırık.



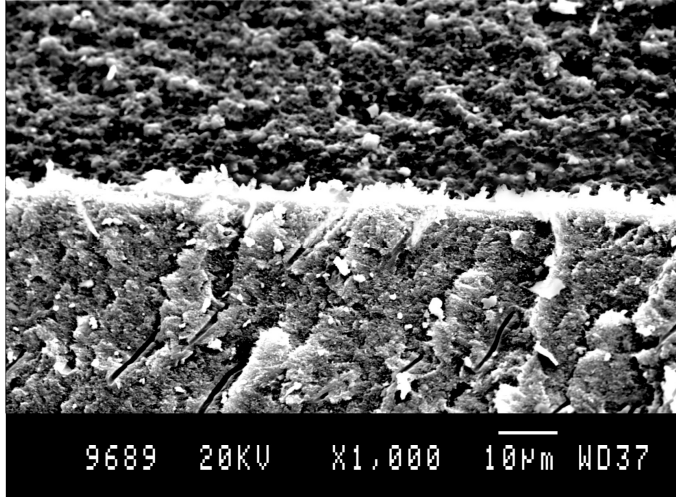
Resim 3.3. Süt dişinde karışık kırık.



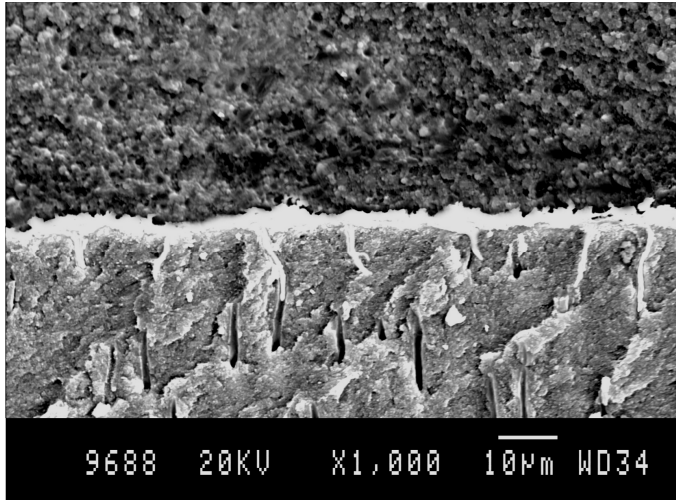
Resim 3.6. Sürekli dişte karışık kırık.

3.3. Rezin-Dentin Ara Yüzeylerinin ve Hibrit Tabakasının Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmesi Sonucu Elde Edilen Bulgular

Gereç ve yöntem bölümünde anlatıldığı şekilde süt ve sürekli diş dentinlerine uygulanan üç bağlayıcı sistemin SEM görüntüleri Resim 3.7., 3.8., 3.9., 3.10., 3.11. ve 3.12.'de gösterilmiştir.

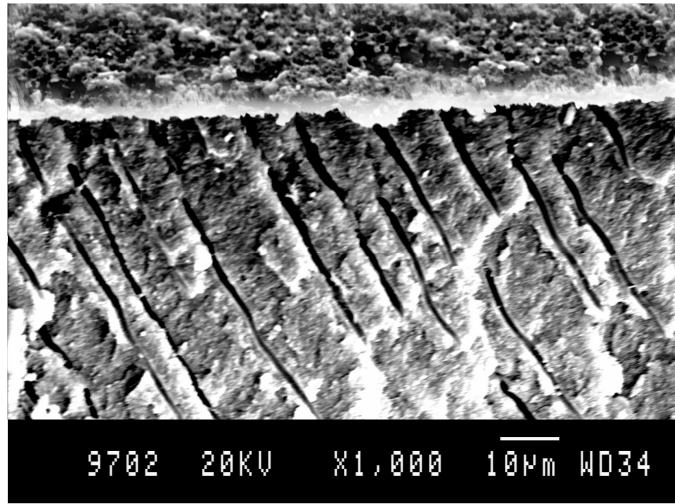


Resim 3.7. Süt dişi dentininde SBMP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

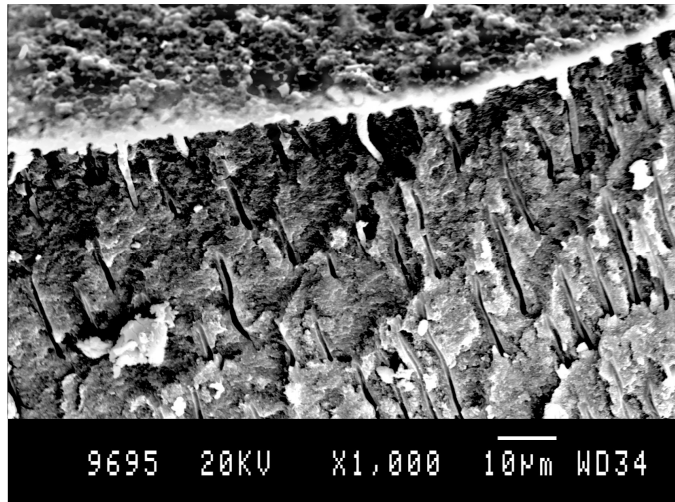


Resim 3.8. Sürekli diş dentininde SBMP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

Resim 3.7. ve 3.8.'de SBMP ile süt ve sürekli dişlerde elde edilen SEM görüntüleri izlenmektedir. SBMP, hem süt hem de sürekli diş dentininde hibrit tabakası oluşturmuştur. Süt dişi dentininde ortalama 6,5 μm kalınlığında hibrit tabakası oluşumu izlenirken; sürekli diş dentininde ortalama 4,9 μm kalınlığında hibrit tabakası gözlenmiştir. Ayrıca sürekli diş dentininde, açık dentin kanallarının rezin uzantılarla tıkandığı görülmektedir. Süt dişi dentininde tübül ağzlarının tam olarak örtüldüğü ancak rezin uzantıların fazla olmadığı izlenmektedir.

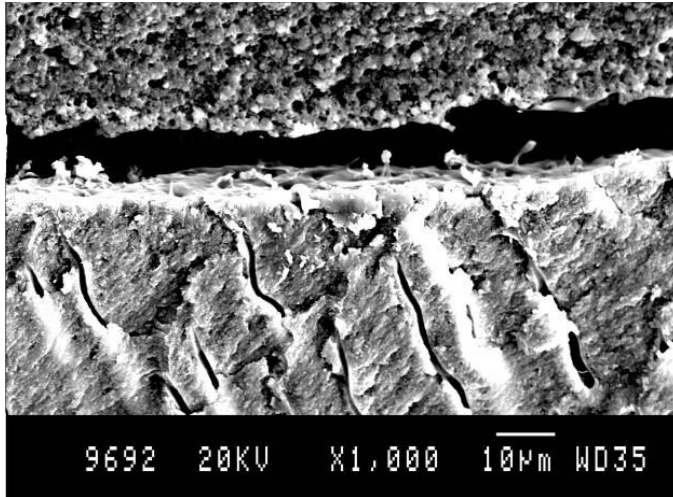


Resim 3.9. Süt dişi dentininde GCB bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

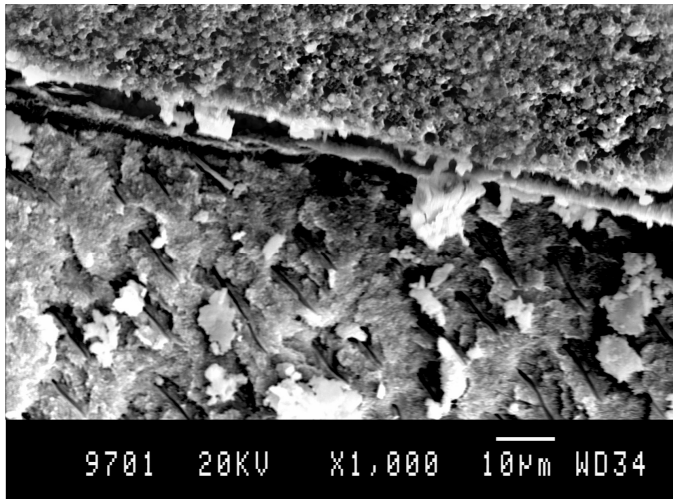


Resim 3.10. Sürekli diş dentininde GCB bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

Resim 3.9. ve 3.10.'da GCB ile süt ve sürekli dişlerde elde edilen SEM görüntüleri izlenmektedir. GCB uygulanan örneklerde; süt dişlerinde ortalama 4,3 μm kalınlığında hibrit tabakası oluşumu izlenirken, sürekli dişlerde ortalama 3,5 μm kalınlığında hibrit tabakası gözlenmektedir. Sürekli diş dentininde, açık dentin kanallarının rezin uzantılarla tıkandığı görülmüştür. Süt dişi dentininde tübül ağzlarının tam olarak örtüldüğü ancak rezin uzantıların fazla olmadığı izlenmiştir.



Resim 3.11. Süt dişi dentininde PLP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.



Resim 3.12. Sürekli diş dentininde PLP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntüsü.

Resim 3.11. ve Resim 3.12’de PLP ile süt ve sürekli dişlerde elde edilen SEM görüntüleri izlenmektedir. Her iki diş grubunda da rezin-dentin ara yüzeyinde belirgin bir boşluk (gap) oluştuğu gözlenmiştir.

Bu görüntüler incelendiğinde; hem süt hem de sürekli dişlerde SBMP ve GCB bağlayıcı sistemlerin kullanıldığı örneklerde hibrit tabakası oluşumu gözlenmiştir. Diğer taraftan, PLP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntülerinde süt ve sürekli dişlerde hibrit tabakası oluşumu izlenememiştir.

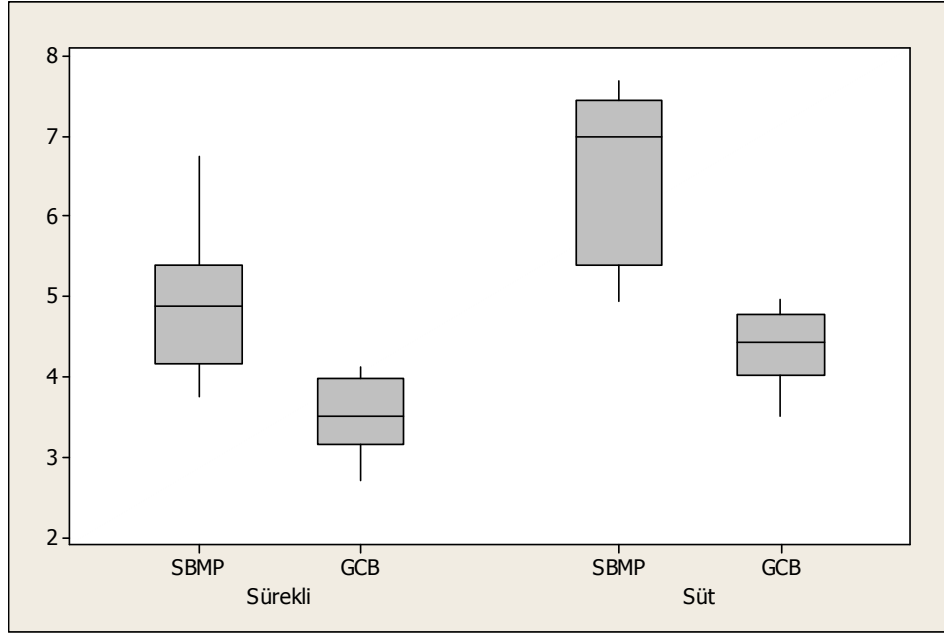
Sürekli ve süt dişi dentininde belirtilen bağlayıcı sistemlerin kullanılmasını takiben, rezin-dentin ara yüzeyindeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabakasının mikromorfolojisinin değerlendirilmesi amacıyla örnekler SEM’de incelenerek, hibrit tabakasının kalınlığı ve rezin-dentin ara yüzeyi değerlendirilmiştir. Her örnekte 10’ar adet hibrit tabakası kalınlığı ölçümü μm cinsinden yapılmıştır. Ölçümler yaklaşık 100 mikronluk aralıklarla elde edilmiştir. SEM’de incelenen ve her grup için 30’ar adet elde edilen hibrit tabakası kalınlığı değerleri ‘İki Yönlü Varyans Analizi’ Testi (Two-Way Analysis of Variance, ANOVA) ile değerlendirilmiştir. PLP örneklerinde hibrit tabakası izlenemediği için istatistiksel değerlendirmeye dahil edilmemiştir. Çizelge 3.5. süt ve sürekli dişlerde elde edilen ortalama hibrit tabakası kalınlıklarını göstermektedir.

Çizelge 3.5. Süt ve sürekli dişlerde elde edilen ortalama ($\pm$ SS) hibrit tabakası kalınlıkları (μm).

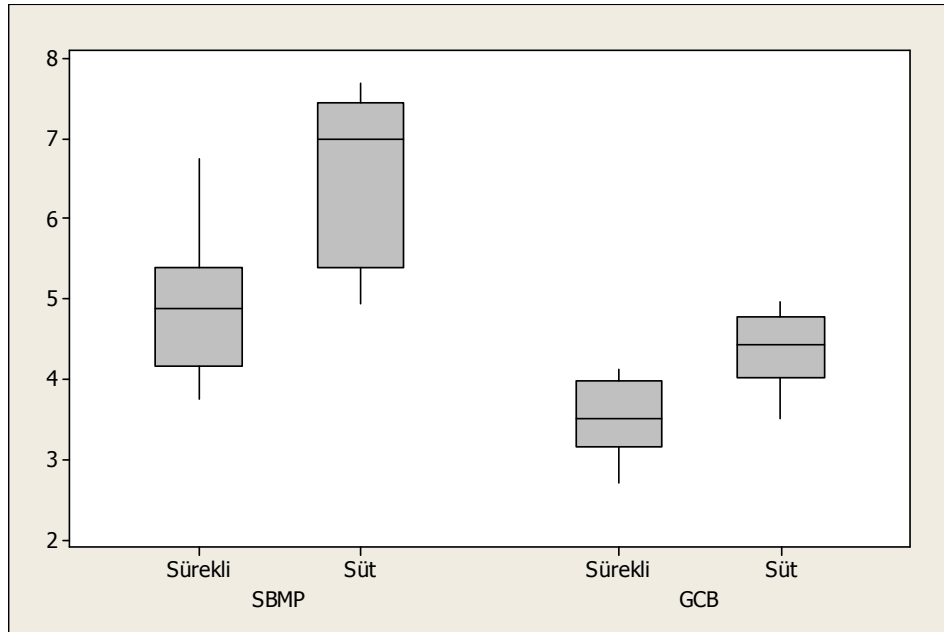
	SBMP ($\pm$ SS)	GCB ($\pm$ SS)
SÜT DİŞİ	6,5 $\pm$ 1,0	4,3 $\pm$ 0,4
SÜREKLİ DİŞ	4,9 $\pm$ 0,8	3,5 $\pm$ 0,4

İki yönlü varyans analizi yöntemi uygulandığında sürekli ve süt dişleri arasında ve kullanılan iki materyal olan SBMP ve GCB arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlenmiştir ($p < 0,05$). Şekil 3.3. süt ve sürekli dişlerdeki hibrit tabakası kalınlığı farklılığını grafiksel olarak belirtmektedir. Şekil 3.4. ise SBMP ve GCB materyallerindeki hibrit tabakası kalınlığı farklılığını göstermektedir. Bu

değerlendirmelere göre, her iki materyalde süt dişlerinde daha kalın bir hibrit tabakası oluşturmuştur. SBMP materyali hem süt hem de sürekli dişlerde GCB materyaline göre daha kalın bir hibrit tabakası oluşturmuştur.



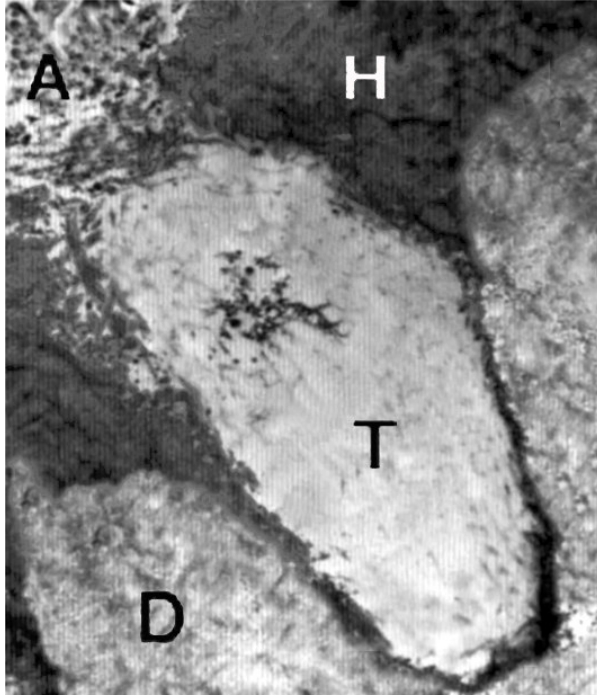
Şekil 3.3. Süt ve sürekli dişlerdeki hibrit tabakası kalınlığının grafiksel olarak gösterilmesi.



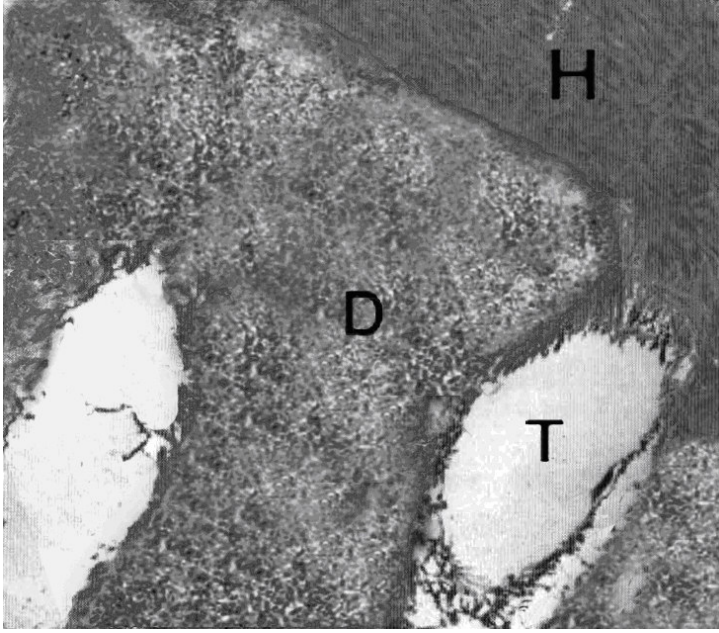
Şekil 3.4. SBMP ve GCB materyallerindeki hibrit tabakası kalınlığının grafiksel olarak gösterilmesi.

3.4. Rezin-Dentin Ara Yüzeylerinin Geçirmeli Elektron Mikroskobunda İncelenmesi Sonucu Elde Edilen Bulgular

Gereç ve yöntem bölümünde anlatıldığı şekilde süt ve sürekli diş dentinlerine uygulanan üç bağlayıcı sistemin TEM görüntüleri Resim 3.13., 3.14., 3.15., 3.16., 3.17. ve 3.18.'de gösterilmiştir. Resimlerde; A: Adeziv sistemi (dentin bağlayıcı sistem), D: Dentini, H: Hibrit tabakasını, T: Rezin uzantısını (rezin tag) belirtmektedir.

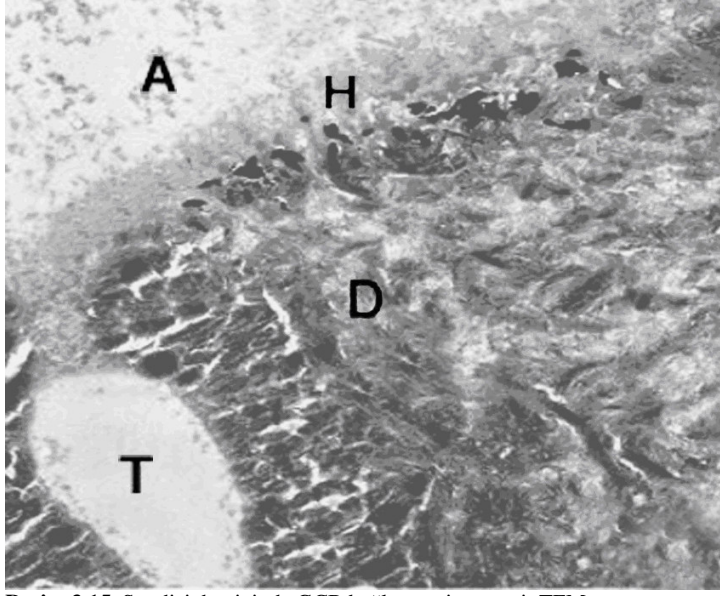


Resim 3.13. Süt dişi dentininde SBMP bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

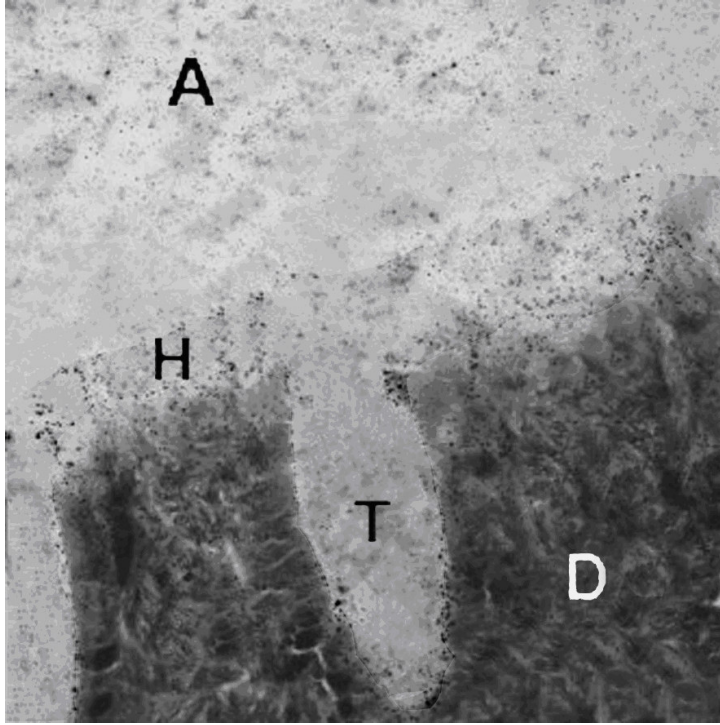


Resim 3.14. Sürekli diş dentininde SBMP bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

Resim 3.13. ve 3.14.'de SBMP ile süt ve sürekli diş dentinlerinde elde edilen TEM görüntüleri izlenmektedir. SBMP uygulanan örneklerde, hem süt hem de sürekli dişlerde dentinden açıkça ayırt edilebilen, kesintisiz bir hibrit tabakası izlenmiştir. Süt dişi dentininde sürekli dişlere kıyasla daha kalın bir hibrit tabakası oluşumu gözlenmektedir. Süt ve sürekli diş dentininde, dentin kanallarının rezin uzantılarla tıkanmış olduğu görülmüştür.

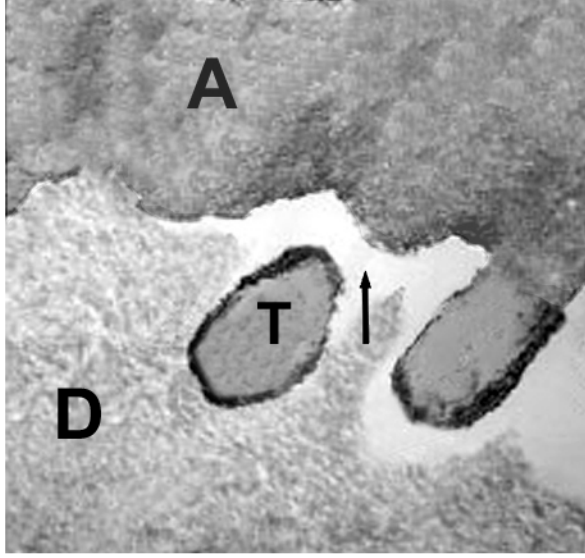


Resim 3.15. Süt dişi dentininde GCB bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

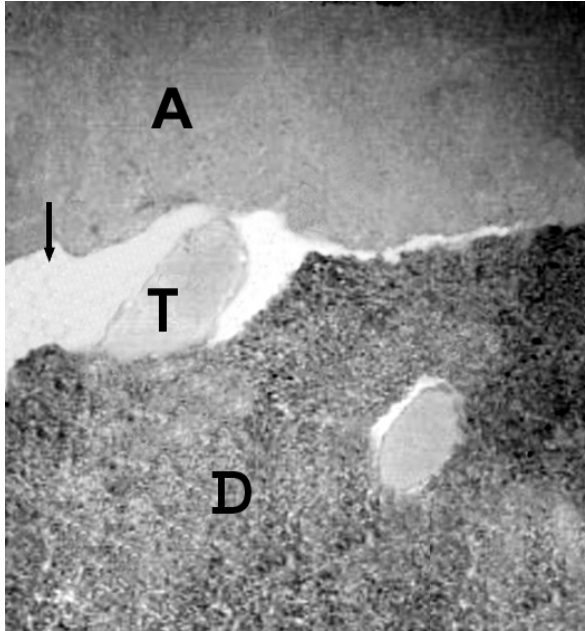


Resim 3.16. Sürekli diş dentininde GCB bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

Resim 3.15. ve 3.16.'da GCB ile süt ve sürekli diş dentinlerinde elde edilen TEM görüntüleri izlenmektedir. GCB kullanılan örneklerde hem süt hem de sürekli diş dentininde düzenli bir hibrit tabakası oluşumu izlenmektedir.



Resim 3.17. Süt dişi dentininde PLP bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.



Resim 3.18. Sürekli diş dentininde PLP bağlayıcı sisteme ait TEM görüntüsü.

Resim 3.17. ve Resim 3.18’de PLP uygulanan örneklerde süt ve sürekli diş dentinlerinde elde edilen TEM görüntüleri izlenmektedir. Her iki diş grubunda da rezin-dentin ara yüzeyinde hibrit tabakası izlenememiştir. Hem süt hem de sürekli diş dentininde rezin- dentin ara yüzeyinde boşluk gözlenmiştir. Oluşan bu boşluk Resim 3.17. ve 3.18.’de ok işareti ile gösterilmiştir.

4. TARTIŞMA

Ağız boşluğunda; mine, dentin, sement gibi karmaşık yapıların bulunması ve bu yapıların farklı kimyasal ajanlara, ısı, basınç gibi değişen durumlara maruz kalması, diş hekimliği uygulamalarının ve kullanılan restoratif materyallerin geliştirilmesini zorunlu hale getirmektedir. Kullanılan bu materyallerin diş sert dokularına adezyonu önemli bir konu olduğu için, bağlanmayı sağlayacak yöntemlerle ilgili çalışmalar her gün birçok yeniliği diş hekimliğine katmaktadır. Yapılan çalışmaların ışığında, bağlayıcı sistemlerin en üst performanslarını; dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi, rezin infiltrasyonunun sağlanması ve rezin-dentin bağlantısının gerçekleştirilmesi yoluyla sergiledikleri belirtilmiştir. Dentinin rezinle tam bağlanması; mikrosızıntının azalması, hassasiyetin olmaması, retansiyonun artması ve çürüğe direncin yükselmesi için gereklidir (Walshaw ve McComb, 1996; Van Meerbeek ve ark., 1998a).

Restoratif diş hekimliğinin en önemli öğelerinden biri olan bağlayıcı sistemler uzun yıllardır araştırmalara konu olmaktadır. Bu araştırmaların temel amacı, diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki adeziv bağı geliştirmektir. Bu sayede, diş yapısının korunması ve restorasyonların klinik ömürlerinin uzaması mümkün olacaktır (Rueggeberg, 1991). Son yıllarda adeziv içerikli dolgu materyalleri hem süt hem de sürekli dişlerde kırık restorasyonları, koruyucu rezin restorasyonları gibi çok geniş bir adeziv uygulama alanı içeren pedodonti kliniklerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Buna rağmen bağlayıcı sistemlerin süt dişlerindeki performansları hakkında çok az bilgi bulunmaktadır (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Nor ve ark., 1996; Araujo ve Garcia-Godoy, 1997; Uekusa ve ark., 2006).

Bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamızda, dentin bağlayıcı sistemlerin içeriklerinin ve uygulama işlemlerinin dentine bağlanma kalitesini etkileyebileceği düşüncesiyle süt ve sürekli dişlerde farklı dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvveti etkinliklerinin in vitro ortamda karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Bağlayıcı sistemlerin değerlendirilmesinde ve geliştirilmesinde klinik çalışmalar en uygun yöntem olmalarına rağmen, bu çalışmalar zaman alıcı, maliyetli ve pek çok açıdan zahmetlidir (Nikaido ve ark., 2002; Moll ve ark., 2004). Uzun dönem klinik araştırmalar, zaman ve hasta takibi açısından da oldukça zordur ve bu araştırmalarla oral kavitedeki stres yoğunluğundan dolayı başarısızlığın gerçek nedeni ayırt edilemez (Perdigao, 2002; Van Meerbeek ve ark., 2003). Ayrıca, in vivo çalışmalarda sonuçları etkileyebilecek kontrol edilemeyen faktörler de vardır. Örneğin manüplasyon, ortamın nemliliği ve örnek seçimi çalışma sonuçlarını etkileyebilir (Mason ve ark., 1996). Laboratuvar testleri ise, tek bir değişkeni değerlendirirken, diğer değişkenleri sabit tutar. Genellikle bu testler kolay, hızlı ve ucuzdur (Van Meerbeek ve ark., 2003). Laboratuvar araştırmalarının çok popüler olmasının en can alıcı sebebi, üreticilerin daha bir materyal üzerindeki çalışmalar bitmeden yeni bir materyali piyasaya sürmeleri ve materyallerin çok çabuk eskimeleridir. Materyallerin klinik özelliklerini tahmin etmek amacıyla üreticiler hala yaygın olarak laboratuvar çalışmalarına güvenmektedirler (Perdigao, 2002). Günümüzde birçok çalışma, bağlayıcı sistemlerin fiziksel dayanıklılığını ortaya koymada en etkili yöntemin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansı önceden tahmin etmek ve bu performansı geliştirmek için in vitro testlerin vazgeçilmez araçlar olarak düşünüldüğünü rapor etmektedir (Nikaido ve ark., 2002; Moll ve ark., 2004; Sensi ve ark., 2005). Ürün kalite kontrolü sağlayan ve dentin bağlayıcı sistemlerin gelişimine katkıda bulunan bu testler, sıkça kullanılmaktadır (Versluis ve ark., 1997; Van Meerbeek ve ark., 2003). Mason ve ark.'ları (1996) da, dört adet bağlayıcı sistemi in vivo ve in vitro koşullarda hazırlanan örneklerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında belirgin farklar olmadığını ve in vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenlerle bizim çalışmamız da in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

İn vivo testlerde belirtilen bazı zorluklar nedeniyle, araştırmacılar çekilmiş dişlerde gerçekleştirilen in vitro çalışmalara yönelmişlerdir. Ancak in vitro çalışmalarda da dikkat edilmesi gereken faktörler vardır. Örneğin standardizasyon bu faktörlerden bir tanesidir. Pashley ve ark.'ları (1995), dentine bağlanma çalışmalarında adezyon

testlerinin Buonocore'un (1955) öncü çalışmalarından itibaren son 40 yılda düzenli gelişmeler gösterdiğini, Bowen (1965), Kemper ve Killian (1976), Watanabe ve ark.'ları (1987) ve Retief'in (1991) bağlanma kuvveti testlerinin standardize edilmesine yönelik çalışmalarıyla ise ilerleme kaydettiklerini bildirmişlerdir. Ancak, bu testlerin sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişken vardır (Pashley ve ark., 1995; Moll ve ark., 2004). Materyallerin diş dokusuna adezyonu test edildiğinde bu değişkenler göz önünde bulundurulmalıdır. Eğer adezyon araştırması standardize edilmez ise, büyük varyasyonlar oluşur ve sonuçları farklı çalışmalarla karşılaştırmak imkansız hale gelir (Rueggeberg, 1991). Versluis ve ark.'larına (1997) göre, standardizasyon amacıyla 1994 yılında ISO standardı yayınlanmasına rağmen, bu standartlar çok fazla tanınmamaktadır. Bunun nedeninin, araştırmacıların bağımsız girişimleri veya standartların yetersiz anlatılması olabileceğini bildirmişlerdir.

Özetlemek gerekirse, yeni bağlayıcı sistemler, çoğunlukla uzun süreli klinik çalışmalar yapılmadan piyasaya sürülmekte ve hekimler yeni bir materyal seçerken in vitro çalışma sonuçlarına güvenmektedirler (Mason ve ark., 1996; Hansen ve Asmussen, 1997). İn vitro makaslama bağlanma kuvveti testlerinin, farklı bağlayıcı sistemler ve rezin esaslı dolgu materyallerinin karşılaştırılmasında ve değerlendirilmesinde yeterli ve etkin olduğu ispatlanmıştır (Mason ve ark., 1996; Hansen ve Asmussen, 1997; Lopes ve ark., 2002). Ancak yapılan in vitro çalışmalarda da tam bir standardizasyon sağlamanın zor olduğu unutulmamalıdır (Al-Salehi ve Burke, 1997). Dolayısıyla farklı araştırmalar çoğu zaman aynı materyalle değişik sonuçlar verebilmekte ve bu da klinik performansı tahmin etmeyi zorlaştırmaktadır. Dolayısıyla in vitro ve in vivo çalışma sonuçları beraber değerlendirilmelidir (Van Noort, 1994).

In vitro test çalışmalarını inceleyen Mason ve ark.'ları (1996), diş dokusuna adezyon testlerinde genellikle insan ve sığır dişleri kullanıldığını ve en iyi sonucun insan dişiyle alınabildiğini bildirmiştir. Sığır dişlerinin tercih edilme sebebi ise, boyutlarının büyük olması ve bu sayede daha geniş bir çalışma alanı sağlamasıdır (Rueggeberg, 1991). Ancak Mason ve ark.'ları (1996), dentin yapıları farklı olduğundan bu tür çalışmalarda insan dişi kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

ISO standartlarına göre de sadece çürüksüz ve restore edilmemiş insan dişleri kullanılmalıdır (Schneider ve ark., 2000). Çalışmamızda çekilmiş insan dişlerinden yararlanılmıştır.

Bir başka konu ise süt ve sürekli diş kullanımıyla ilgilidir. Sürekli dişlere bağlanmayla ilgili çalışmalara literatürde sıklıkla rastlanırken, süt dişlerine bağlanma ile ilgili çalışmalar daha azdır (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Nor ve ark., 1996; Araujo ve Garcia-Godoy, 1997; Uekusa ve ark., 2006). Tez çalışmamızda, Mason ve ark.'ları (1996), Swift ve ark. 'ları (1997), Almuammar ve ark.'ları (2001), Gallo ve ark.'ları (2001a) gibi sürmüş, çürüksüz 20 yaş dişleri ile; Bordin-Aykroyd ve ark.'ları (1992), Elkins ve Mc Court (1993), Salama (1994), Araujo ve Garcia-Godoy (1997) gibi çürüksüz süt 2. molar dişleri kullanılmıştır.

Dentin yaşayan bir doku olarak düşünüldüğünden, çürük gibi herhangi bir uyarana maruz kaldığında, tamir dentini oluşturarak buna karşı bir reaksiyon verir. Dolayısıyla, çürük dentin örnekleri süt ve sürekli dişlerin rezin-dentin ara yüzeylerinin karşılaştırılmasında ideal modeller değildir (Nor ve ark., 1996). Çürük ve sklerotik dentine bağlanmayı tespit etmek zordur. Bu tip diş dokularına bağlanma ilgi çekici olsa da, bağlanmayı standardize etmek çok zordur. Kaaden ve ark.'ları (2002), bu nedenlerle çalışmalarında çürüksüz molar dişleri kullandıklarını belirtmişlerdir. Örneğin, Nakajima ve ark.'ı (1999), çürük ile etkilenmiş dentinin normal dentinden daha yumuşak ve hibrit tabakalarının normal dentinde bulunandan daha kalın olduğunu göstermişlerdir. Bunun nedenini, çürük ile etkilenmiş dentindeki intertübüler dentinin kısmen demineralize olmasından dolayı normalden daha geçirgen olmasına bağlamışlardır. Benzer şekilde Shashikiran ve ark. (2002), hem süt hem de sürekli dişlerde rezin-dentin ara yüzeylerinin değerlendirilmesinde çürük dişlerin ideal modeller olmadığını, zira bu yapıların çürüğün farklı ilerleme safhalarından etkilendiklerini ve sonuçların güvenilir olmayacağını belirtmişlerdir. Araştırmamızda tüm bu nedenlerden dolayı çürükten etkilenmemiş sağlam dişler kullanılmıştır.

Bağlanma kuvveti testlerindeki diğer bir önemli değişken ise, çekilen dişlerin kullanılabildiği kadar saklandığı solüsyondur. Rueggeberg (1991), bağlayıcı sistemlerin test edildiği çalışmalarda çekilen dişleri saklamak için farklı solüsyonlar kullanıldığını belirtmiştir. Bu araştırmacıya göre, en çok kullanılan solüsyonlar arasında timol içeren distile su, su, musluk suyu, demineralize su, steril salin ve formalin bulunmaktadır. Ancak sayılan solüsyonlardan hangisinin kullanılması gerektiği kesinlik kazanmamıştır. Örneğin Aquilino ve ark.'ları (1987), % 0,05 timol içeren distile suda saklanan dişlerle yalnız distile suda saklanan dişler arasında bağlanma kuvvetleri açısından fark olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız dişler, Triolo ve Swift (1992), Triolo ve ark.'ları (1995) ve Almuammar ve ark.'ları (2001) gibi bakteriyel büyümeyi önlediği belirtilen timol kristalleri içeren distile suda saklanmıştır.

Makaslama bağlanma testlerinde kullanılacak olan dişlerin çekimden sonra ne kadar süre ile solüsyonda bekletildikleri de önemlidir. Williams ve Svare (1985), % 0,05 timollü distile suda beklettikleri örneklerde, 3 ay ve 5 yıllık çekim sonrası bekletme zamanları arasında dentine bağlanma kuvvetleri açısından fark olmadığını göstermişlerdir. Benzer şekilde Stackhouse ve ark.'ları (1986), makaslama bağlanma testleri için 2 saat ve 28 gün saklanan örneklerin dentine bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı farklar olmadığını rapor etmişlerdir. Mitchem ve Gronas (1986) ise, bağlayıcı sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinde, çekim sonrası geçen zamanın göz ardı edilebilecek kadar önemsiz etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmaların büyük çoğunluğunun ortaya çıkardığı sonuç, çekim sonrası geçen sürenin ilk 20 dakikadan sonra bağlanma kuvvetini etkilemediği şeklindedir. Araştırmaların birçoğu, çekim sonrası geçen zamanın mine veya dentine bağlanma üzerine anlamlı etkisi olmadığını ortaya koymasına rağmen 6 aylık saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlik sağlayacağı düşünülmektedir (Rueggeberg, 1991). Bu sonuç doğrultusunda ve Triolo ve Swift (1992), Staninec ve Kawakami (1993) ve Agostini ve ark.'larının (2001) çalışmalarına benzer olarak, tez çalışmamızda kullandığımız çekilmiş dişler en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Pashley ve ark.'ları (1995), kullanılan dentin kesitlerinin nereden alındığının da önemli olduğunu; oklüzal, proksimal ve bukkal dentine bağlanma arasında farklar bulunduğunu rapor etmişlerdir. Yüzey hazırlanması sırasında, süt dişi koronal pulpasının orantısal olarak sürekli diş koronal pulpasından daha geniş olması ve dentin kalınlığının daha az olması preparasyon derinliğinin standardizasyonunda zorluk yaratmaktadır. Dolayısıyla, süt dışında mine-dentin sınırından itibaren ölçülen 1 mm'lik derinlik ile sürekli dişte mine-dentin sınırından itibaren ölçülen 1 mm'lik derinlik eşit değildir. Aslında bu ilişki ve nasıl karşılaştırma yapılacağı hala tam anlaşılmış değildir (Nor ve ark., 1996). Tez çalışmamızda, Van Meerbeek ve ark.'ları (1992), Perdigao ve ark.'ları (1994), Al-Ehaideb ve Mohammed (2000), Frankenberger ve ark.'larının (2001) çalışmalarına benzer olarak oklüzal yüzeyler kullanılmıştır. Süt dişi dentin kalınlığının, sürekli diş dentin kalınlığının yarısı kadar olduğu (Koutsi ve ark., 1994; Uekusa ve ark., 2006) göz önüne alınarak, çalışmamızda Triolo ve Swift (1992), Teles ve ark.'larının (2001) çalışmalarına benzer olarak oklüzal yüzeydeki en derin pitin sürekli dişlerde yaklaşık 2 mm, süt dişlerinde ise yaklaşık 1 mm apikalinde standart orta dentin yüzeyleri elde edilmiştir.

Bağlanma kuvveti testleriyle ilgili çalışmalar incelendiğinde, örneklerin yüzey preparasyonlarının da büyük farklılıklar gösterdiği görülmektedir. Rueggeberg (1991), bu konu ile ilgili çeşitli çalışmaları incelemiş ve farklı çalışmalarda yüzey preparasyonu için silikon karbit zımpara, elmas diskler, alüminyum diskler, karbit frezler ve elmas frezler gibi yöntemler kullanıldığını ve yüzeye uygulanan son bitirme işleminde 4/0-600 gride kadar değişebilen zımparaların kullanıldığını bildirmiştir. Son dönemde yapılan araştırmalarda bu değer 1500 grid'e kadar ulaşabildiği bildirilmiştir (Senawongse ve ark., 2004). Tez çalışmamızda dentin yüzeylerinin preparasyonu için su soğutmalı elmas frezler ve kesit alma cihazı kullanılmış; yüzey bitirme işlemleri ise homojen bir smear tabakası oluşturmak amacıyla 300, 600 ve 800 grid'lik silikon karbit zımparalar ile gerçekleştirilmiştir.

Bağlanma kuvveti testlerinde dolgu materyalinin bağlandığı yüzey alanı için kesin bir değer olmamasına rağmen, 3-10 mm çapındaki alanlar tercih edilmektedir (Pashley ve ark., 1995). Çalışmamızda süt dişlerinin dentin yüzeyleri de düşünülerek,

dentin yüzeyinde 3 mm çapında rezin bloklar hazırlanarak makaslama bağlanma kuvveti testleri gerçekleştirilmiştir.

Williams ve Svare (1985), yüzey preparasyonu sonrasında, restoratif materyal uygulanana kadar geçen zamanın önemli bir değişken olabileceğini bildirmişlerdir. Rueggeberg (1991) ise, bağlayıcı sistemin, klinik koşullarda olduğu gibi preparasyondan hemen sonra uygulanmasını önermiştir, böylece dentin yüzeylerinin, saklama solüsyonu içindeyken çözünen maddelerle temas etmesinin de engellenmiş olacağı bildirilmiştir (Pashley ve ark., 1995). Biz de çalışmamızda, bu faktörleri göz önünde bulundurarak restoratif işlemleri preparasyondan hemen sonra gerçekleştirdik.

Ayrıca restoratif işlemlerin tamamlanmasından sonra bağlanma testlerinin ne zaman gerçekleştirildiği de önemlidir. Price ve Hall (1999), yaptıkları çalışmada altı bağlayıcı sistemin 10 dakika ve 24 saat sonraki makaslama bağ kuvvetlerini incelemişler ve çalışmanın sonucunda 10 dakika sonraki bağlanma kuvvetlerinin 24 saat sonraki bağlanma kuvvetlerine göre belirgin derecede az olduğunu bildirmişler ve klinisyenlerin dentin bağlayıcı sistem seçimlerinde 24 saat sonraki bağlanma kuvvetini kriter olarak almaları gerektiği kanısına varmışlardır. Bazı bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvvetlerinin ilk 24 saat içerisinde arttığı bilinmektedir. Örneğin, SBMP'nin teknik ürün broşüründe; birinci dakikadaki bağlanma kuvveti 10 MPa iken, 1 saat sonunda bu değerin 24 MPa'ya çıktığı bildirilmiştir (Price ve Hall, 1999). Bizim çalışmamızda da bu literatür ile uyumlu olarak bağlayıcı sistemler polimerizasyon sonrası 24 saat bekletildikten sonra test edilmişlerdir.

Bağlayıcı sistemleri üreten firmalar, bu sistemleri çok dikkatli araştırmalarla değerlendirirler ve en üst performans için özel uygulamalar önerirler. Ne yazık ki, birçok hekim bilerek veya bilmeyerek bu önerilere uymamakta ve bağlayıcı sistemleri yanlış kullanmaktadır. Dolayısıyla istenen sonuçlar elde edilememektedir. Bu yüzden kullanıcılar, üretici firma tavsiyelerine mutlak surette uymalıdır (Swift, 1998; Tyas ve Burrow, 2004). Bu şekilde kullanım sonucu, süt ve sürekli dişlerde retansiyon artacak, mikrosızıntı ve hassasiyet azalacaktır (Garcia-Godoy ve Donly,

2002). Araştırmacılar, dentin bağlayıcıların bağlanma kuvvetlerini araştırdıkları çalışmalarında, uygulama hatalarının adeziv performansta dramatik düşüslere sebep olduğunu ve üretici firma tavsiyelerine sıkı sıkıya uymanın yararlı sonuçlar elde edilmesini sağladığını bildirmişlerdir (Frankenberger ve ark., 2000; Tyas ve Burrow, 2004). Çalışmamızda tüm materyaller üretici firmaların tavsiyeleri doğrultusunda kullanılmıştır.

Çalışmamızda rezin esaslı dolgu materyali olarak, Mjör ve Wilson (1998), tarafından 1997 yılında Kuzey Amerika'daki diş hekimliği okullarının en popüler rezin esaslı dolgu materyali olarak tarif edilen Valux Plus (Valux Plus 3M ESPE) tercih edilmiştir. Resin esaslı dolgu materyali olarak Valux Plus kullanılması'nın çeşitli sebepleri vardır. Bu sebepler arasında; Valux Plus'ın diğer resin esaslı dolgu materyalleri ile karşılaştırıldığında, cilalanabilirliği, fiziksel özelliklerinin yüksekliği, polimerizasyon için daha az enerjiye gereksinim duyması (Abate ve ark., 2001), Valux Plus gibi yüksek Young modülüne sahip resin esaslı dolgu materyalleri ile daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmesi (Hasegawa ve ark., 1999) ve Valux Plus'ın hızlı polimerize olması sayılabilir (Bayne ve ark., 1998).

Bağlanma kuvveti testlerinde elde edilen sonuçları etkileyen bir başka faktör, termal siklus (ısısal değişim döngüsü) uygulanıp uygulanmamasıdır. Bazı araştırmacılar, termal siklus uygulamasının gerekli olmadığını düşünse de (Al-Salehi ve Burke, 1997; Yoshiyama ve ark., 1998), bu yöntem günümüzde bağlanma kuvveti deneylerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Perdigao ve ark., 1994; Mason ve ark., 1996; Dietschi ve Herzfeld, 1998; Frankenberger ve ark., 2000; Rosa ve Perdigao, 2000; Lopes ve ark., 2006). Titley ve ark.'ları (2003), SBMP bağlayıcı sistemin termal siklus sonunda makaslama bağlanma kuvvetinin azaldığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak pek çok çalışmada örnekler termal siklus ile eskitilmiş olmakta ve bu sayede kliniğe daha çok benzeyen sonuçlar elde edildiği bildirilmektedir (De Munck ve ark., 2005). Ayrıca ISO TR 11450 (1994) standardına göre 5-55⁰ C arasındaki 500 siklus uygun yapay yaşlandırma testidir (De Munck ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda da

tüm örnekler laboratuvar şartlarında 5⁰ C ve 55⁰ C’de 500 kez termal siklusa tabii tutulmuştur.

Bağlanma kuvveti testlerinin en yaygın olarak kullanılanları makaslama ve çekme adezyon testleridir (Barkmeier ve Cooley, 1992; Al-Salehi ve Burke, 1997). Tipik bir in vitro testte; çekilmiş insan veya sığır dişinin oklüzal yüzeyi aşındırılır ve bağlayıcı sistem uygulanır. Rezin esaslı dolgu materyalinden hazırlanan blok aşındırılmış olan oklüzal yüzeye bağlayıcı sistemler ile bağlanır ve bu bloğa makaslama veya çekme bağlanma kuvveti testleri uygulanır. Bu testlerin en sık uygulananı ve standardize edilebileni makaslama bağlanma testleridir (Pashley ve ark., 1995). Makaslama bağlanma testleri ile elde edilen sonuçlar, çekme bağlanma testlerinde elde edilen sonuçlardan yüksektir (Moll ve ark., 2004). Ayrıca, makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı kabul edilmektedir (Cardoso ve ark., 1998). Çünkü çekme testleri oldukça kritiktir, dikkatli olunmazsa örnekler tork kuvvetine maruz kalırlar ve bağlanma kuvveti değerleri düşer (Sano ve ark., 1994). Tez çalışmamızda, çiğneme esnasında ağız içinde meydana gelen kuvvetleri daha iyi yansıttığı gerekçesiyle rezin esaslı dolgu materyali ile hazırladığımız örneklere makaslama bağlanma kuvveti testi uygulanmıştır.

Sano ve ark.’ları (1995), çekme bağlanma kuvvetinin bağlanma alanı ile ters orantılı olduğunu belirtmişler ve küçük alanların bağlanma kuvvetini ölçmek için günümüzde sık kullanılan mikrogerilim test metodunu geliştirmişlerdir. Mikrogerilim test metodunun tek bir diş için ortalama adezyon kuvvetinin hesaplanabilmesi, çok küçük alanların test edilebilmesi ve düzensiz yüzeylerin adezyon değerlerinin ölçülebilmesi gibi avantajları olmasına rağmen özel ekipmanlar gerektirmesi, uygulanmasının zor olması, 5 MPa’dan küçük adezyon değerlerinin ölçülememesi ve örneklerin çok ince olmaları nedeniyle kısa sürede dehidrate olmaları gibi dezavantajları mevcuttur (Pashley ve ark., 1995). Bu sebeplerden dolayı tez çalışmamızda mikrogerilim test metodu tercih edilmemiştir.

İn vitro olarak rezin bloklara uygulanan kuvvet yüklemesi in vivo koşullara benzer olmalıdır (Krejci ve ark., 1994). Literatürde makaslama bağlanma kuvveti testlerinde

uygulanen kuvvetler farklılıklar göstermektedir (Rosa ve ark., 2000). Çalışmamızda, Mason ve ark.'ları (1996), Al-Ehaideb ve Mohammed (2000), Agostini ve ark.'ları (2001), Almuammar ve ark.'ları (2001) gibi araştırmacılar ile benzer olarak 0,5 mm/dak hızında makaslama bağlanma kuvveti uygulanmıştır.

Rezin-dentin ara yüzeyi ve bağlanma kuvveti çalışmaları sadece kullanılan bağlayıcı sistemlere dayandırılmaz. Al-Salehi ve Burke (1997), bağlanma kuvveti testleriyle ilgili elli araştırmayı incelemişler ve testlerdeki değişkenlerin dağılımını açıklamışlardır. Buna göre; bu testlerde % 88 oranında insan dentini kullanıldığını, dişlerin % 70'inin molar dişleri olduğunu, dişlerin % 86 oranında çalışma yapılana kadar su veya salinde bekletildiğini, testlerin % 68 oranında restoratif işlemlerden 24 saat sonra gerçekleştirildiğini, testlerin % 96'sında Instron cihazının kullanıldığını, % 8'inde termal siklus uygulandığını (% 82'sinde uygulanıp uygulanmadığı belirtilmemiş) ve % 80 oranında makaslama testinin tercih edildiğini bildirmişlerdir. Biz de tez çalışmamızda en doğru deney düzeneğinin oluşturulabilmesi amacı ile tüm bu kıstasları göz önünde bulundurmaya çalıştık.

Tartışmanın bu bölümüne kadar çalışmadaki deneysel değişkenlerin üzerinde durulmuştur. Bu bölümden itibaren, bağlayıcı sistemlerin etkinliklerinin değerlendirilmesine çalışılacaktır. Çalışmamızda bağlayıcı sistemler dentin üzerine fırça yardımı ile ileri geri hareketler ile uygulanmış ve sertleştirilmeleri halojen bir ışık cihazı ile geleneksel polimerizasyon yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Bağlayıcı sistemlerin hiçbirisi doldurucu içermemektedir. Polimerizasyon süreleri üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Farklı dentin bağlayıcı sistemlerin insan süt ve sürekli molar dişi dentinlerine uygulandığı çalışmamızda öncelikle '*makaslama bağlanma kuvveti değerleri*' ile ilgili bulguları sırası ile ele almayı uygun gördük.

Çalışmamızda öncelikle diş tipinin değişmesinin (süt/sürekli), makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilediği gözlenmiştir ($p<0,05$). Buna göre diş tipi, bağlanma kuvvetindeki değişimin % 72'sini açıklamaktadır. Makaslama bağlanma kuvveti

değerleri süt ve sürekli dişlerde istatistiksel olarak birbirinden farklılık göstermektedir. Sürekli dişlerde daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir.

Literatür incelendiğinde, çeşitli araştırmalarda süt ve sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetleri için farklı sonuçlar bildirildiği görülmüştür (Araujo ve Garcia-Godoy 1997; Burrow ve ark., 2002; Senawongse ve ark., 2004; Courson ve ark. 2005). Süt ve sürekli diş dentininde makaslama bağlanma kuvvetleri ilk kez 1986 yılında Fagan ve ark.'ları tarafından, smear tabakasıyla iyonik bağlar kuran Scotchbond ile gerçekleştirilmiş ve anlamlı farklar bulunamamıştır. Ancak, smear tabakası kaldırılıp bağlanma doğrudan dentin yüzeyinde gerçekleştirildiğinde, süt dişi dentininin karakteristik özellikleri bağlanma etkinliğini azaltmıştır (Nor ve ark., 1996).

Courson ve ark.'ları (2005), dokuz farklı bağlayıcı sistemin süt ve sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, tüm sistemlerde sürekli dişlerde daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde etmişlerdir. Çalışmada kullanılan SBMP sistem sürekli dişlerde 21,7 MPa, süt dişlerinde 15,7 MPa ortalama makaslama bağlanma kuvveti göstermiştir. Bu bulgular bizim çalışma sonuçlarımızla benzer nitelikte olup, çalışmamızda, SBMP bağlayıcı sistem ile sürekli dişlerde ortalama 23,4 MPa, süt dişlerinde de 16,7 MPa değerleri elde edilmiştir.

Dentine bağlanma iki ara yüzey meydana getirir. Birincisi, dentin/adeziv ara yüzeyi; ikincisi de, adeziv/rezin ara yüzeyidir. Bağlayıcı sistem ve rezin esaslı dolgu materyalinin kimyasal kompozisyonlarındaki benzerlikten dolayı, adeziv/rezin ara yüzeyindeki bağlanma kuvveti dentin/adeziv ara yüzeyindeki bağlanma kuvvetinden yüksektir (Al Quahtani ve ark., 2003). Rezin esaslı dolgu materyalleri polimerize olup büzüldüklerinden, bağlayıcı sistemle diş arasında, rezini diştan ayıracak kuvvete karşı koyabilecek kadar güçlü bir bağ oluşmalıdır. Rezin esaslı dolgu materyalleri, polimerizasyon esnasında 7 MPa'a kadar stres yaratmaktadır (Davidson ve De Gee, 1984; Davidson ve ark., 1984). Kopmayı ve mikrosızıntıyı önlemek ve polimerizasyon esnasında ortaya çıkan kuvvetlere karşı koyabilmek için ise

makaslama bağlanma kuvvetlerinin 17-24 MPa olması gerektiği çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (Davidson ve ark., 1984; Munksgaard ve ark., 1985; Feilzer ve ark., 1987; Pashley ve ark., 1993; Jumlongras ve White, 1997; El Kalla ve Garcia-Godoy, 1998).

Dentin bağlayıcı sistemler diş hekimleri arasında yaygın bir kullanıma sahip olmasına rağmen, süt dişi dentinine bağlanmayla ilgili çalışmalar azdır (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Nor ve ark., 1996; Araujo ve Garcia-Godoy, 1997; Uekusa ve ark., 2006). Ayrıca, makaslama bağlanma kuvvetleri üzerine karşılaştırmalı çalışmalar daha kısıtlıdır (Courson ve ark., 2005). Süt dişi boyutlarındaki farklılık araştırmaların önündeki ana engel olarak görülmektedir (Senawongse ve ark., 2004). Uzunca bir süre süt ve sürekli diş dentininin morfolojisi ve kompozisyonunun benzer olduğu düşünülmüştür. Buna bağlı olarak sürekli dişlerle ilgili bilgiler süt dişlerine de uyarlanmıştır. Ancak günümüz çalışmaları süt dişi dentininin kimyasal ve morfolojik yapısının farklı olduğunu ortaya koymaktadır. Günümüzde, sayısal, boyutsal ve şekilsel değişikliklerin yanı sıra; süt ve sürekli dişlerin morfolojik ve yapısal farklılıkları iyi bilinen gerçeklerdir (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Sumikawa ve ark., 1999; Uekusa ve ark., 2006). Birçok araştırmacı, bizim bulgularımıza paralel olarak sürekli diş dentinindeki bağlanma kuvvetlerinin süt dişi dentininden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Salama ve Tao, 1991; Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Araujo ve Garcia-Godoy, 1997). Araştırmacılar, süt dişi dentininde daha düşük bağlanma kuvvetlerinin elde edilmesini çeşitli sebeplerle açıklamaktadırlar. Örneğin, süt ve sürekli dişler arasındaki kimyasal, fiziksel ve mikromorfolojik farklılıklar düşük bağlanma kuvvetlerinin sebebi olarak düşünülmüştür (Sumikawa ve ark., 1999; Uekusa ve ark., 2006). Araujo ve Garcia-Godoy (1997), aralarında SBMP'nin de bulunduğu 4. nesil bağlayıcı sistemlerle süt dişlerinde 9,9-17,9 MPa aralığında bağlanma kuvveti değerleri elde etmişler ve bu değerleri sürekli dişlere göre daha düşük bulmuşlardır. Süt dişlerindeki dentin kalınlığının sürekli dişlere oranla ince olmasının bağlanma kuvvetleri arasındaki farkın bir kısmını açıklayabileceğini ileri sürmüşlerdir. Salama ve Tao (1991) da buna paralel olarak preparasyon sonrası kalan dentin kalınlığında süt ve sürekli dişler arasında çok büyük farklılıklar olduğunu ve bu farklılıkların süt dişi dentininde

düşük bağlanma kuvvetlerine yol açabileceğini rapor etmişlerdir. Bordin-Aykroyd ve ark.'ları (1992) ile Senawongse ve ark.'ları (2004) ise örnek hazırlanırken yeterli kalınlıkta düz bir yüzey elde etmek için süt dişlerinde pulpaya daha fazla yaklaşıldığını ve bunun süt dişi dentinindeki düşük bağlanma kuvvetinin bir sebebi olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca, süt ve sürekli dişlerin organik ve inorganik yapı oranlarının ve aside dirençlerinin farklı olduğu bildirilmiştir (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Nor ve ark., 1996). Total-etch sistemlerde kullanılan fosforik asidin süt dişi dentininde daha fazla peritübüler dentinin uzaklaşmasına sebep olduğu, buna bağlı olarak tübül genişliklerinin arttığı ve mikromekanik tutuculuğun azaldığı ileri sürülmüştür (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Nor ve ark., 1996). Hirayama ve ark.'ları (1986), süt ve sürekli dişlerin peritübüler ve intertübüler dentinlerindeki kalsiyum ve fosfor içeriğinde fark olmadığını ancak süt dişlerindeki peritübüler dentinin, sürekli dişlere oranla 2-5 kat kalın olduğunu rapor etmişlerdir. Bilindiği gibi dentin tübülleri, bu tübüllerin sıvı içeriği, intertübüler dentin ve peritübüler dentin dentinin ana yapılarıdır. Dentin esas olarak intertübüler dentinden meydana gelmiştir. Peritübüler dentin ise yüksek oranda mineralizedir ve dentinal tübülü neredeyse tüm uzunluğu boyunca çevreler. Dentinal skleroz veya daha fazla peritübüler dentin varlığı; asitle pürüzlendirmenin etkisini ve dolayısıyla rezinin penetrasyonunu ve adaptasyonunu azaltır. Eğer süt dişlerinde peritübüler dentin 2-5 kat daha kalınsa, intertübüler dentin içeriğinin daha az olduğu farz edilebilir. Bu da süt dişlerindeki düşük bağlanma kuvvetlerinin sebebini açıklayabilir (Mazzeo ve ark., 1995). Süt dişlerinde, tübül yoğunluğu fazla ve bu tübüllerin çapları daha geniş olduğundan (Sumikawa ve ark., 1999; Uekusa ve ark., 2006), bağlanmaya elverişli dentin yüzey alanının azalması söz konusudur (Bordin-Aykroyd ve ark., 1992; Sumikawa ve ark., 1999; Uekusa ve ark., 2006). Dentin sertliklerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada ise araştırmacılar, sürekli diş koronal dentininin süt dişi dentininden daha sert olduğunu ve sürekli diş dentininin daha mineralize olduğu sonucuna varıldığını bildirmişlerdir (Nor ve ark., 1996). Ayrıca Sumikawa ve ark.'ları (1999), süt dişi dentininde gözlenen mikro kanalların da, nemliliğin artması ve bağlanmayı azaltması sebebiyle önemli olduğunu ve bağlanma kuvvetinde ilave bir azalmaya sebep olabileceğini bildirmişlerdir.

Ancak bu çalışmaların aksine, süt ve sürekli diş dentinlerinde bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı farklar olmadığını öne süren çalışmalar da vardır (Araujo ve Garcia-Godoy, 1997; Garcia-Godoy ve Donly, 2002; Senawongse ve ark., 2004). Örneğin, Asakawa ve ark.'ları (2001), süt ve sürekli dişlere bağlanma mekanizmaları arasında fark olmadığını, bağlayıcı sistemlerin süt veya sürekli diş olmasına bakmaksızın, dişin inorganik yapısına bağlandığını bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise, self-etch sistem uygulandığında süt ve sürekli diş gruplarında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Araujo ve Garcia-Godoy, 1997; Burrow ve ark., 2002; Senawongse ve ark., 2004). Bu sonuçlar, bizim tez çalışmamızda, bir self-etch sistem olan PLP ile elde ettiğimiz bulgularla paralellik göstermektedir. Zira, bizim çalışmamızda da, PLP bağlayıcı sistemle süt ve sürekli diş dentinlerine bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır. Ancak, PLP bağlayıcı sistemle gerek süt dişi dentininde elde ettiğimiz ortalama bağlanma kuvveti değeri (11,09 MPa), gerekse sürekli diş dentinindeki ortalama bağlanma kuvveti değeri (12,01 MPa), polimerizasyon büzülmesine karşı koyabilecek ideal seviyelere (17-24 MPa) ulaşamamıştır.

Kısaca özetlemek gerekirse; süt dişleri ve sürekli dişler arasında kimyasal, fiziksel ve mikromorfolojik farklılıklar söz konusudur. Süt dişlerinde dentin daha incedir (Koutsis ve ark., 1994; Uekusa ve ark., 2006) dolayısıyla preparasyon sonrası kalan dentin kalınlığı süt dişlerinde daha az olduğu için kesitlerin standardizasyonu daha zordur. Ayrıca organik ve inorganik doku farklılıkları söz konusudur. Süt dişi dentininde asitlere karşı direnç daha azdır, daha fazla inorganik doku yıkımı gözlenir. Sürekli dişlerin dentinleri daha sert ve daha mineralizedir. Suliman ve ark.'ları (1993) ise süt dişlerine bağlanma kuvvetlerinin sürekli dişlerden daha düşük bulunmasına rağmen, bu bağlanmanın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, çünkü süt ve sürekli dişler arasındaki boyut farkından dolayı süt dişlerinde daha ufak hazırlanan kavitelelerin daha az polimerizasyon büzülmesine sebep olarak bir avantaj gibi rol oynadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da süt dişlerinde SBMP materyali 16,79 MPa ve GCB materyali 15,19 MPa bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Elde edilen değerlerin ideal bağlanma kuvveti değerlerine yakın olması bu materyallerin süt dişlerinde kullanımının uygun olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda ayrıca farklı bağlayıcı materyal kullanılmasının da makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilediği gözlenmiştir ($p<0,05$). Çizelde 3.2.'de gösterilen bu bulgu kullanılan bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvveti üzerinde % 85 oranında etkili olduğunu göstermektedir. Diş tipi ve materyalin her ikisinin birden değişimi de makaslama bağlanma kuvveti değerlerini etkilemektedir ($p<0,05$). Bu değişim ise bağlanma kuvvetindeki farklılığın % 48'ini açıklamaktadır.

Süt dişlerinde en yüksek bağlanma kuvveti değeri, SBMP (16,79 MPa) bağlayıcı sistem ile elde edilmiştir. Bunu, GCB (15,19 MPa) ve PLP (11,09 MPa) bağlayıcı sistemler takip etmiştir. SBMP ile GCB arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken ($p>0,05$), her iki sistem de PLP'den anlamlı oranda yüksek değerler göstermiştir ($p<0,05$).

Sürekli diş gruplarında da en yüksek bağlanma kuvveti değeri, 23,48 MPa ile SBMP bağlayıcı sistemle elde edilmiştir. GCB bağlayıcı sistem 23,23 MPa ve PLP'de 12,01 MPa makaslama bağlanma kuvveti değerleri göstermişlerdir. SBMP ile GCB arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı değilken ($p>0,05$), her iki sistem de PLP'den anlamlı oranda yüksek değerler sergilemiştir ($p<0,05$). Polimerizasyon esnasında ortaya çıkan kuvvetlere karşı koyabilmek için makaslama bağlanma kuvvetlerinin 17-24 MPa olması gerektiği göz önünde bulundurulursa, SBMP ve GCB materyalleri belirtilen bu değer aralığında bağlanma kuvveti değerleri sergilerken, PLP materyali bu değere ulaşamamıştır.

SBMP bağlayıcı sistem, süt (16,79 MPa) ve sürekli (23,48 MPa) diş gruplarında istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir ($p<0,05$). Aynı şekilde GCB bağlayıcı sistemle elde edilen sonuçlar da süt (15,19 MPa) ve sürekli (23,23 MPa) diş gruplarında istatistiksel farklılık göstermektedir ($p<0,05$). Her iki bağlayıcı sistem de sürekli dişlerde daha yüksek değerler vermiştir. Buna karşın, PLP bağlayıcı sistem süt (11,09 MPa) ve sürekli (12,01 MPa) dişlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermemiştir ($p>0,05$). Bu grup hem sürekli hem de süt diş dentininde diğer iki bağlayıcı sisteme göre daha düşük makaslama bağlanma kuvveti değerleri vermiştir.

Her iki grupta da düşük değerlerin elde edildiği PLP materyali tek basamaklı bir self-etch sistemdir. Self-etch bağlayıcı sistemler uygulama basamaklarını kısaltmak ve teknik hassasiyeti azaltmak için geliştirilmişlerdir (Kaaen ve ark., 2003). Literatürde tek basamaklı self-etch bağlayıcı sistemlerin kısa dönem bağlanma etkinliklerinin hayal kırıklığı yarattığı bildirilmiştir (De Munck ve ark., 2005).

Bizim çalışmamızda PLP en düşük bağlanma kuvveti değerleri sergilemiştir. Ancak sürekli ve süt dişlerinde belirgin farklılık izlenmemiştir. Senawongse ve ark'ları (2004) da in vitro koşullarda geręekleřtirdikleri çalışmalarında self-etch bağlayıcı sistem ile süt ve sürekli dişlerde benzer bağlanma kuvvetleri gözlerken, total-etch bağlayıcı sistem ile bizim çalışmamıza benzer olarak sürekli dişlerde daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde etmişlerdir. Dolayısıyla bu araştırmacılar çalışmalarının sonucunda total-etch sistemler kullanıldığında süt ve sürekli diş dentinindeki yapı farklılıklarının bağlanma kuvveti üzerine anlamlı etkisi olduğunu öte yandan, self-etch sistemlerde ise süt ve sürekli diş dentinindeki yapı farklılıklarının bağlanma kuvveti üzerine etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Courson ve ark.'ları (2005) da in vitro çalışmalarında, hem süt hem de sürekli diş gruplarında PLP'nin en düşük bağlanma kuvveti değerleri verdiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte araştırmacılar, çocuk diş hekimliğinde uygulama süresi kısa olan ve yıkama gerektirmeyen bağlayıcı sistemlerin büyük bir avantaj sağlayabileceğini bildirmişlerdir (Telles ve ark., 2001; Courson ve ark., 2005).

De Munck ve ark.'larına (2005) göre, hızlı ve basit uygulama tekniklerine sahip bağlayıcı sistemler günümüz adeziv diş hekimliğinde tercih sebebidir. Ancak bu amaçla üretilen all-in-one bağlayıcı sistemlerin hiç birisi çok basamaklı sistemlerin bağlanma seviyesine ulaşamamıştır. Çok hidrofiliktirler ve polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen membranlar gibi davranırlar. Yüksek çözücü konsantrasyonları sebebiyle yeterli kalınlıkta bir adeziv rezin tabakası oluşturamazlar ve ayrıca polimerize olmamış monomerlerin yüksek asiditeleri bağlayıcı ve rezin esaslı dolgu materyali ara yüzeyinde ayrılmaya neden olabilir. Ayrıca all-in-one bağlayıcı

sistemlerin reaksiyona girmemiş asit gruplarının, rezin esaslı dolgu materyalindeki polimerizasyon başlatıcılara hücum ettiği düşünülmektedir (Inoue ve ark., 2001). Total-etch bağlayıcı sistemlerde, smear tabakası ve çözölmüş mineral yıkama aşamasında uzaklaştırılırken, self-etch sistemlerde kalan asidite ve smear tabakasının uzaklaştırılmaması sebebiyle bu bağlayıcı sistemlerin uzun dönem hidrolitik stabilitesi hakkında şüpheler devam etmektedir (Naughton ve Lata, 2005). Eğer bu problemler çözülebilirse evrensel olarak kabul görecektir kolay ve hızlı uygulamaya sahip güvenilir ve uygulanabilir ürünler üretmek mümkün olabilir (De Munck ve ark., 2005).

Leinfelder (2001), PLP ile ilgili önemli noktanın penetrasyon derinliği olduğunu bildirmiştir. Bu araştırmacıya göre, yüzey pürüzlendirmesini sağlayan asidik monomerler aynı zamanda bağlanmadan da sorumlu olduklarından, demineralizasyon derinliği ile polimerize olacak monomer penetrasyon derinliği benzer olmalıdır. Ancak pürüzlendirme işlemi sürerken, fosforik esterlerin pH'sı yükselir ve bu da demineralizasyon reaksiyonunu durdurur. Hidroksiapatitin uzaklaştırıldığı bölgelere, bağlayıcı sistemin yetersiz penetrasyonu ciddi problemlere yol açar. Bu bölgedeki kollajen desteksiz kalacağından muhtemel bir kırılma veya zayıflama gözlenebilir. Ayrıca bu tür alanlar bakteri invazyonu ve çürük gelişimi açısından da elverişlidir.

Kaaden ve ark.'larına (2002) göre yüksek su konsantrasyonlu PLP bağlayıcı sistemde, demineralize dentinde kalan su ve monomer arasında bir yarış olur. Ayrıca kalan su, primeri ıslatıp etkisini azaltabilir. Van Meerbeek ve ark.'larına (2001a) göre ise, PLP self-etch sistem, diğer self-etch sistemlere göre güçlü bir self-etch bağlayıcı sistem olarak tanımlanır. Öte yandan self-etch primerler, total-etch sistemlerdeki fosforik asit kadar iyi pürüzlendirme sağlayamazlar. Çünkü, bu sistemlerin pH değerleri 1,5-3 iken; fosforik asitinki 0,42-0,02'dir (Perdigao ve ark., 1996). Bu yüzden, self-etch primer sistemlerin bağlanma kuvvetleri total-etch sistemlere kıyasla zayıf asiditeleri nedeniyle kalan smear tabakasının miktarındaki değişikliklerden etkilenir (Ogata ve ark., 2002). PLP, metakrilatlı fosfat ve su içeren bir solüsyondur. PLP'nin asitle pürüzlendirme kapasitesi iyi bulunmasına rağmen,

sadece minede ve kompomerle kullanıldığında yüksek bağlanma kuvvetleri göstermiştir (Rosa ve Perdigao, 2000; Frankenberger ve ark., 2001). Rezin esaslı dolgu materyalleri ile kullanıldığında aynı sonuçlara ulaşamamıştır. Bu durumun en akla yatkın açıklaması, düşük viskoziteli kompomer ile su içerikli PLP'nin kimyasal uyumlarının, hidrofobik rezin esaslı dolgu materyallerine göre daha iyi olmasıdır (Rosa ve Perdigao, 2000).

Ibarra ve ark.'larına (2002) göre ise, PLP bağlayıcı sistemin düşük makaslama bağlanma kuvveti değerleri vermesinin sebebi, asidik monomerlerinin yetersiz infiltrasyonu ve smear tabakasının kısmen çözülmesi olabilir. Agostini ve ark.'ları (2001) da, PLP'nin süt dişlerinde bağlanma kuvvetinde başarısız olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında süt dişi dentininde self-etch bağlayıcı sistem olan PLP materyalini SEM ile inceleyen Öztas ve Ölmez (2005), bu materyalin henüz klinik gereksinimleri karşılayacak düzeyde olmadığını ve bu konuda ilave çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir.

Yukarıdaki araştırmacılardan farklı olarak self-etch sistemlerin başarılı olduğunu savunan araştırmacılar da mevcuttur. Örneğin Christensen (2001), total-etch sistemlerdeki ana problemin beklenmedik post-operatif hassasiyet olduğunu ve bu hassasiyetin, çok uçucu olan aseton veya etanol içerikli sistemlerin dentin kanallarını tam örtememesinden kaynaklanabileceğini belirtmiştir. Self-etch sistemlerdeki self-etch primer sisteminin ise smear tabakasını yerinde bıraktığını, yıkama gerektirmediğini, dentin yüzeylerini başarıyla örttüğünü ve post-operatif hassasiyet problemini ortadan kaldırdığını belirtmiştir. Bu araştırmacıya göre, self-etch primer kavramı bilimsel ve klinik olarak kendini kanıtlamıştır. Azalan klinik adımlar, daha ucuz oluşu, yeterli bağlanma sağlaması ve en önemlisi post-operatif hassasiyet yaratmaması avantajlarıdır. Christensen (2001)'e göre, her üç aşamayı da birleştiren PLP ilk çıktığı anda çok popüler olmuş ve dentine bağlanmada komplike yöntemlere göre nispeten kolaylık sağlamıştır.

Özet olarak self-etch sistemleri yetersiz bulan araştırmacılar olduğu gibi destekleyen araştırmacılar da mevcuttur. Etkili bir dentin bağlayıcı sistem için istenen ıslanabilirlik, asidite, penetrasyon kabiliyeti, koheziv kuvvet ve yük kapasitesi gibi tüm özellikleri tek bir kimyasal kompozisyonda birleştirmek oldukça zordur. İki basamaklı total-etch sistemler, primer uygulanması ve bağlayıcı sistem için farklı kimyasal kompozisyon içerikleri ile bazı zorlukların üstesinden gelmişlerdir. Bununla birlikte, hekimler kolay uygulama tekniğine sahip materyalleri tercih ettiklerinden, bu tip daha basitleştirilmiş ürünler her zaman hevesle karşılanmaktadır (Frankenberger ve ark., 2001).

Bizce önemli olan nokta bu farklılıklara ve çalışmamızda çok başarılı bulunmamasına rağmen, self-etch sistemlerde özellikle asidin ayrı bir basamak olarak uygulanmamasının, izolasyonun zor sağlandığı çocuk hastalarda avantajlı olabileceği ve dolayısıyla bu sistemlerin geliştirilmeye değer olduğudur.

Çalışmamızda kullandığımız diğer bir materyal olan GCB bağlayıcı sistem ile sürekli dişlerde süt dişlerinden daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. GCB, asidin ayrı olarak uygulandığı, bağlayıcı sistem ve primerin ise tek şişede birleştirildiği iki basamaklı bir total-etch bağlayıcı sistemdir. Bu sistemler 'one-step' olarak lanse edilmelerine rağmen ayrı bir asitle pürüzlendirme basamağı gerektirirler (Gregoire ve ark., 2002).

Salama ve Tao (1991), Gluma bağlayıcı sistem kullandıkları çalışmalarında süt diş dentininde (8,3 MPa) sürekli diş dentinine (10,8 MPa) göre istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde etmişlerdir. Bordin-Aykroyd ve ark.'ları (1992) da benzer sonuçlar bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçları sürekli dişlerde süt dişlerine nazaran daha yüksek sonuçlar bulmaları açısından bizim çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Al-Ehaideb ve Mohammed (2000) ise, iki basamaklı total-etch sistemlerin sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 15,06-22,51 MPa ortalama bağlanma kuvvetleri elde etmişlerdir. Swift ve ark.'ları (1997)

ise, bu sistemler için değişken değerler rapor edildiğini, ancak genellikle 20 MPa civarında makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda biz de iki basamaklı total-etch sistem olan GCB materyali ile sürekli dişlerde 23,23 MPa bağlanma kuvveti değeri elde ettik.

Çalışmamızda üç basamaklı total-etch sistem olan SBMP ile iki basamaklı total-etch sistem olan GCB arasında makaslama bağlanma kuvveti değerleri açısından istatistiksel olarak belirgin farklılıklar gözlenmemiştir. Benzer olarak, Al-Ehaideb ve ark.'ları (2000) da dört adet iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi (one-bottle), üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistem (geleneksel) ile karşılaştırmışlar ve makaslama bağlanma kuvvetleri arasında anlamlı farklar olmadığını bildirmişlerdir. Bununla beraber, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasa da, SBMP bağlayıcı sistem ile hem süt hem sürekli dişlerde, GCB bağlayıcı sistemden daha yüksek makaslama bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Çeşitli araştırmacılar, bağlayıcı sistemleri basitleştirme çabalarına rağmen, geleneksel üç aşamalı total-etch sistemlerin hala en güvenilir ve en iyi bağlayıcı sistemler olduğunu bildirmektedirler (Frankenberger ve ark., 2001; Van Meerbeek ve ark., 2003; Courson ve ark. 2005; De Munck ve ark., 2005).

Mason ve ark.'ları (1996), SBMP bağlayıcı sistemin sürekli dişlerde 18,7 MPa, Gallo ve ark.'ları (2001b) ise, 18,11 MPa bağlanma kuvveti gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bouillaguet ve ark.'ları (2001), iki adet üç aşamalı total-etch, dört adet iki aşamalı total-etch ve iki adet self-etch bağlayıcı sistemi rezin esaslı dolgu materyali ile birlikte kullanmışlar ve bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Üç basamaklı total-etch sistem SBMP (30,3 MPa) ile iki basamaklı total-etch sistem Prime and Bond NT (18,3 MPa) ve tek basamaklı self-etch sistem olan PLP (9,1 MPa) arasında sürekli diş dentininde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlediklerini bildirmişlerdir. Çalışmanın sonunda, SBMP bağlayıcı sistemin diğer tüm sistemlerden anlamlı derecede yüksek bağlanma kuvveti değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Powers ve ark.'ları (2003), Houston Biyomateryal Araştırma Merkezi'nde 1993-2003 yılları arasında yürütölen çalışmalarında, dentinde farklı dentin bağlayıcı sistemlerin in

vitro bağlanma kuvvetlerini incelemişlerdir. Çekme kuvvetlerinin, üç basamaklı total-etch sistemler için dentinde 21-24, iki basamaklı total-etch sistemler için 18-22, tek basamaklı self-etch sistemler için 15 MPa ortalamalara sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Biz de çalışmamızda üç basamaklı total-etch sistem olan SBMP ile hem süt hem de sürekli dişlerde diğer bağlayıcı sistemlere göre yüksek makaslama bağlanma kuvvetleri elde ettik. Bu durumun hem bileşenlerin ayrı ayrı uygulanmasının etkinliği arttırmasına hem de bu sayede bağlayıcı sistemin penetrasyonu için belli bir süre kazanılmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Ancak bu konuda daha farklı görüş bildiren araştırmacılar da vardır. Bu araştırmacılara göre, asitin ayrı bir basamak olarak uygulandığı üç basamaklı ve iki basamaklı total-etch sistemlerde aşırı demineralizasyon bir dezavantaj oluşturabilir (Oberlander ve ark., 2001). Oberlander ve ark.'larına (2001) göre, çok basamaklı bağlayıcı sistemler, restorasyonun klinik başarısını tehlikeye sokacak potansiyel risk faktörleri içerirler. Asit uygulamasından sonra, dentinin yetersiz yıkanmasının, yüzeyde asit artığı bırakacağını ve bu asidin dentini gereğinden fazla pürüzlendireceğini bildirmişlerdir. Dentinin asitle pürüzlendirilmesi etkin bir bağlanma için temel bir adım olmasına rağmen, uygulama süresi, konsantrasyonu ve asidik solüsyonun içeriği dikkatle kontrol edilmelidir (Nor ve ark., 1996). Ayrıca, yetersiz kurutma sonucu yüzeyin aşırı nemli kalabileceği ve bu durumda, primer ve adezivin yeterli penetrasyonunun engellenebileceği de belirtilmiştir (Jacobsen ve Söderholm, 1995; Tay ve ark., 1996; Paul ve ark., 1999; Kiremitçi ve ark., 2004). Diğer taraftan, aşırı kurutma da kollajen ağın çökmesine ve bağlanmanın bozulmasına yol açabilecek bir başka risk faktörüdür (Tay ve ark., 1996).

Bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvvetlerini etkileyebilecek bir diğer faktör de, bu sistemlerin yapılarında bulunan çözücünün tipidir. Bağlayıcı sistemin demineralize edilen bölgeye infiltrasyonu için hidrofilik özellik taşıması gereklidir (Gregoire ve ark., 2002). Bu nedenle genellikle dentin bağlayıcı sistemler içinde farklı organik çözücüler kullanılır. Bu çözücüler, hidrofilik monomerlerin dentin yüzeylerinde

açığa çıkmış kollajen ağa infiltrasyonunu artırır (Bonilla ve ark., 2003). Organik çözücü nemli kollajen ağdaki suyla yer değiştirebilir ve bu sayede rezin monomerlerin kollajen ağdaki boşluklara infiltrasyonunu sağlar (Perdigao ve Frankenberger, 2001). Çalışmamızda kullandığımız bağlayıcı sistemlerden SBMP ve PLP su içerikli sistemler iken GCB etanol içerikli bir sistemdir.

Çalışmamızda su içerikli SBMP ile etanol içerikli GCB arasında bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunamamıştır. Bazı araştırmacılar (Lucena-Martin ve ark. 1999) ise, aseton veya etanol içerikli bağlayıcı sistemlerin nemli bağlanma tekniği ile kullanıldıklarında su içerikli sistemlere göre daha üstün performans gösterdiklerini bildirmişlerdir. Benzer şekilde literatürde, su içerikli bağlayıcı sistemlerin aseton ve etanol içerikli sistemlere göre düşük bağlanma kuvveti değerleri verdiğini gösteren araştırmalar mevcuttur (Jacobsen ve Söderholm, 1995; Perdigao ve ark., 1999a). Jacobsen ve Söderholm'e (1995) göre, aseton içerikli primer nemli kollajen ağa infiltre olduğunda aseton ve HEMA, kollajen ağ içine hapsolmuş suyla karışır. Daha sonra, aseton-su fazı buharlaşır ve HEMA moleküllerini kollajen ağın içinde bırakır. Bu mekanizma sayesinde, çözücü olarak aseton kullanıldığında HEMA daha hızlı ve etkili bir biçimde kollajen ağa infiltre olur ve onu doyurur. Ancak, su içerikli çözücü kullanıldığında, su aseton kadar kolay ve tamamıyla buharlaşmadığından, HEMA etkili ve hızlı biçimde infiltre olamaz. Daha uzun uygulama süreleri gerektirir. Su molekülleri, kollajen ağ içindeki boşluklar için HEMA molekülleriyle yarışa girer. Dolayısıyla, kollajen ağ içindeki HEMA yoğunluğu aseton içerikli çözücülerden daha düşük olur. Bu da aseton içerikli sistemlerde yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmesinin sebeplerinden biridir. Su içerikli sistemlerle düşük bağlanma kuvveti değerleri elde edilmesinin bir diğer sebebi, arta kalan suyun, HEMA'nın polimerizasyonunu negatif yönde etkilemesidir. Jacobsen ve Söderholm de (1995), su içerikli sistemlerin aseton ve alkol içerikli sistemlere göre daha düşük bağlanma kuvveti değerleri verdiğini bildirmişlerdir. Bunu da, suyun interdifüzyon bölgesinden tam olarak uzaklaştırılamamasına ve dolayısıyla rezinin polimerizasyonunu engellemesine bağlamışlardır.

Belirtilen avantajlarına rağmen, aseton ve etanol içerikli bağlayıcı sistemlerde karşılaşılan önemli bir sorun, kapağın açık bırakılması sonucunda çözücünün kısa sürede buharlaşmasıdır. Çözücü buharlaşması ve bağlayıcı sistemlerdeki viskozite değişiklikleri, bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkiler. Rezin infiltrasyonuna eşlik eden maddeler uçucu olduklarından kolayca buharlaşabilirler. Asetonun (184 mm Hg), etanol (43,9 mm Hg) ve suya (17,5 mm Hg) göre daha yüksek buharlaşma basıncı vardır. Yüksek buharlaşma basıncı, çözücünün kolay buharlaşmasını sağlar. Çözücü buharlaştıkça bağlayıcı sistemin viskozitesi artar ve penetrasyon kabiliyeti azalır (Gallo ve ark., 2001a). Ayrıca aseton veya etanolün hangisinin daha iyi çözücü olduğu konusunda da tartışmalar mevcuttur. Örneğin Wakefield ve Kofford (2001), etanolün, suya daha düşük afinite gösterdiğinden ve daha düşük buharlaşma basıncı olduğundan adeziv uygulamalarında dentinin farklı bölgelerindeki nem farklılıklarını daha iyi tolare edebileceğini dolayısıyla da daha geniş bir tercih penceresi olabileceğini belirtmişlerdir. Lopes ve ark.'ları (2006) da yaptıkları çalışmalarında etanol içerikli bağlayıcı sistemlerle aseton içerikli sistemlere göre daha yüksek makaslama bağlanma kuvvetleri elde edildiğini bildirmişlerdir.

Al-Ehaideb ve Mohammed (2000) hidrofilik tabiatlarından dolayı aseton ve etanol içeren sistemlerin nemli dentine daha fazla afinite duyduğunu bildirmişlerdir. Su içermeyen bağlayıcı sistemler kullanıldığında yüzeyi nemli bırakmak şartken, su içerikli sistemlerde kurutma önemlidir. Dolayısıyla aseton ve etanol içerikli sistemlerin dentin yüzey nemliliği ve manüplasyon açısından teknik hassasiyet gerektirdiği belirtilmiştir (Gregoire ve ark., 2002).

Öte yandan su içerikli sistemlerin daha az teknik hassasiyet gösterdiğini dolayısıyla avantajlı olduklarını belirten çalışmalar da mevcuttur. Perdigao ve Frankenberger (2001), yaptıkları bir çalışmada, nemli dentinde, tüm bağlayıcı sistemlerin benzer bağlanma kuvvetleri gösterdiklerini rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada kuru dentin gruplarında su içerikli sistem ile en yüksek bağlanma kuvvetleri elde edildiği bildirilmiştir. Kuru dentin örneklerinde su içerikli sistemin diğer sistemlerden anlamlı oranda yüksek değerler vermesi, bu sistemin yapısındaki suyun büzülmüş kollajen ağı yeniden orijinal seviyesine getirdiğini ve bağlayıcı sistemin

penetrasyonuna izin verdiğini göstermektedir (Tay ve ark., 1996). Suyun kollajen fibriller üzerinde plastisize edici etkisi sebebiyle genişletici (re-expansiyon) etkisi olasıdır. Bu tür bir etki içeriğinde % 50 oranında su olan SBMP için de geçerlidir (Van Meerbeek ve ark., 1998b). Araştırmacılar, ayrıca su içerikli sistemlerin, yüzey nemliliğindeki değişikliklere aseton ve etanol içerikli sistemlere göre daha az duyarlı olduğunu bildirmişlerdir (Perdigao ve Frankenberger, 2001).

Diğer bir çalışmada da su içerikli sistemlerin kendi ıslatma etkilerinden dolayı, kuru ve nemli dentin arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir. Yapılarında yüksek oranda su içeren bu sistemler, büzülen fibril ağı tekrar genişletebilir. Nemli veya kuru bağlanma teknikleri arasında fark bulunmaması, bu sistemlerin su ile yer değiştirebildiğini göstermektedir. Aseton içerikli sistemler, asitle pürüzlendirme sonrasında nemli dentin varlığında daha iyi sonuçlar verirken, su içerikli sistemler buna gereksinim duymazlar ve daha az teknik hassasiyet gerektirirler. Kuru dentin, hekimin buzlu mine görüntüsünü görmesini sağlar ve yeterli pürüzlendirmenin bir kanıtıdır. Ayrıca bu teknikle aşırı ıslanma (over-wetting) riski de ortadan kalkmış olur (Van Meerbeek ve ark., 1998b).

Tez çalışmamızda, kullandığımız su içerikli SBMP ile etanol içerikli GCB arasında bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar olmadığını belirtmiştik. Öte yandan yine su içerikli bir sistem olan PLP bağlayıcı sistem ile başarılı sonuçlar elde edemedik. Courson ve ark.'ları (2005) da kimyasal içerik ve uygulama aşamaları bakımından farklı bağlayıcı sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında aynı çözücü tipine sahip materyallerden bazılarının çok düşük değerler verirken, diğerlerinin yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu sebeple çözücü tipinin makaslama değerlerinde direkt rolü olmadığını belirtmişlerdir. Biz materyallerin içeriklerinin önemli olduğunu düşünmekle beraber üretici tavsiyeleri ile nemli ve kuru bağlanma tekniklerine uyulduğu sürece, bağlanma kuvvetleri açısından önemli farklılıklar yaratmadığını düşünüyoruz.

Çözücünün yapısı dışında bağlayıcı sistemin monomer içeriğinin de önemli olduğu unutulmamalıdır. Örneğin pek çok hidrofilik dentin bağlayıcı sistem için HEMA, ıslatma kabiliyeti ve dentine afinitesi nedeniyle önemlidir (Harashima ve Hirasawa, 1990). HEMA'nın restoratif rezinlerin ara yüz adaptasyonlarını geliştirerek bağlanmayı sağlamlaştırdığı rapor edilmiştir (Fusayama ve ark., 1979). Üreticiler HEMA'yı bağlayıcı sistemlere eklemeye başladıktan sonra makaslama bağlanma kuvvetleri yaklaşık 5-10 MPa artmıştır (Munksgaard ve Asmussen, 1984). Çalışmamızda kullandığımız SBMP HEMA içerikli, GCB 4-META içerikli, PLP ise metakrilatlı fosforik asit esterleri içerikli bir bağlayıcı sistemdir.

Dentin bağlayıcı sistemlerin çözücülerinin tipi, uygulanan bağlanma tekniği ve sistemlerin kendi kimyasal özellikleri dışında başarılarını etkileyen iki önemli klinik faktör daha vardır. Bunlardan ilki bağlayıcı sistemin infiltrasyonu için polimerizasyon öncesi gerekli zamanın verilmesidir (Wakefield ve Kofford, 2001). İkincisi ise, demineralizasyon derinliği açısından uygulanan asitin konsantrasyonu ve uygulama süresidir. Çünkü demineralizasyon ve penetrasyon derinliğinin benzer olması önemlidir.

Literatürde, bizim araştırmamıza benzer olarak, farklı bağlayıcı sistemlerin etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, hangi bağlayıcı sistemin daha iyi bağlanma sağlayacağına dair tartışmaların devam ettiği, bu konuda bir fikir birliğine varılamadığı ve hatta aynı bağlayıcı sistemin kullanıldığı çalışmalarda dahi farklı sonuçlar alınabildiği görülmektedir (Mason ve ark., 1996; Swift ve ark., 1997; Al-Ehaideb ve Mohommed 2000; Bouillaguet ve ark. 2001). Belirtildiği gibi, bağlayıcı sistemlerin etkinliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda deney düzeneği, karşılaştırılan sistemler, bu sistemlerin nasıl uygulandığı gibi çok sayıda değişken vardır. Bu konuda standardizasyonun sağlanması ve elde edilen değerlerin in vivo çalışmalar ile desteklenmesinin yeni tekniklerin geliştirilmesinde faydalı olacağı düşüncesindeyiz.

Bu bölüme kadar makaslama bağlanma kuvveti testi bulgularını gözden geçirmeye çalıştık. Makaslama bağlanma kuvveti testi sonrasında elde ettiğimiz kırık yüzeyleri stereomikroskop ile incelenmiş ve sınıflandırılmıştır. Şimdi de bu sınıflandırma sonucu elde ettiğimiz '*kırık yüzeyleri*' ile ilgili bulguları tartışmaya çalışacağız.

Kırık tipleri; adeziv, dentinde ve kompozitte koheziv ve karışık tipte olmak üzere sınıflandırılmaktadır (Price ve Hall, 1999; Ateyah ve Akpata, 2000). Triolo ve Swift (1992), zayıf bağlayıcı sistemlerde kırık tipinin adeziv olduğunu ve bu sistemlerde sadece minimal rezin penetrasyonunun gerçekleştiğini düşünmektedirler. Koheziv dentin kırığının ise, daha çok güçlü bağlayıcı sistemlerde görüldüğünü ve bağlayıcı sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden daha yüksek olduğunun göstergesi sayılabileceğini bildirmişlerdir. Price ve ark.'ları (2003) da dentin kırığı veya koheziv rezin esaslı dolgu materyali kırığının, dentin ve rezin esaslı dolgu materyali arasındaki iyi adezyona işaret olduğunu ve yüksek bağlanma kuvvetlerinde daha fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlemlendiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar kırık tipi ve bağlanma kuvveti arasında ilişki olabileceği görüşünü desteklemektedir.

Perdigao ve ark.'ları (2000) da benzer olarak, makaslama bağlanma kuvveti arttıkça dentinde koheziv kırıkların arttığını bildirmişlerdir. Dentindeki koheziv kırıkların, makaslama bağlanma kuvveti değerleri 17,40 MPa'nın üstüne çıktığında başladığını gözlemlemişlerdir. Araujo ve Garcia-Godoy (1997) ise, dentinde koheziv kırık gözlemek için minimum 14,10 MPa kuvvet gerektiğini bildirmiştir. Günümüz bağlayıcı sistemleri ile makaslama testlerinde dentinde koheziv kırıklara daha sık rastlanmaktadır (Mason ve ark., 1996; Versluis ve ark., 1997). Mason ve ark.'ları (1996), yüksek bağlanma değerlerinin koheziv kırıklarla ilişkilendirilebileceğini ve koheziv kırıkların bağlayıcı sistemin başarısını gösterdiğini vurgulamışlardır.

Courson ve ark.'ları (2005), farklı bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları ve tüm sistemlerde sürekli

dişlerde daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde ettikleri çalışmalarında, bağlanma kuvvetinin kırık tipini etkilediği sonucuna varmışlardır.

Al Qahtani ve ark.'ları (2003) da bağlayıcı sistem ve dentin arasındaki adeziv başarısızlığın düşük bağlanma kuvvetlerinde gerçekleştiğini gözlemlemişler ve bunun sebebinin; bağlayıcı sistemin dentini tam ıslatamaması, düzensiz ve ince hibrit tabakası veya hibrit tabakasının oluşmaması olabileceğini belirtmişlerdir. Aynı araştırmacılar, dentinde koheziv kırıkları ise yüksek bağlanma kuvvetlerinde gözlemlemişler ve bu durumun, bağlayıcı sistem ve dentin arasındaki iyi etkileşim ve ıslatmaya, düzenli hibrit tabakasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Öte yandan bu konuda daha farklı düşünen araştırmacılar da mevcuttur. Örneğin Versluis ve ark.'ları (1997), bağlayıcı sistemlerin mekanik özellikleri dentinden düşük olduğundan, dentinde koheziv kırık meydana gelmesinin çok da mantıklı bir sonuç olmadığını bildirmişler ve bağlanma alanındaki dentinin koheziv kuvvetinin azalmasına mantıklı bir açıklama getirilebilmesi için çeşitli teoriler ortaya atıldığından bahsetmişlerdir. Örneğin bu teorilerden bir tanesinde, yerinden çıkan dentinin, hibrit tabakası veya dehidratasyon sonucu zayıflayan dentin bölgesi olduğu iddia edilmiştir. Bağlanma kuvvetleri, tekniklerin ve bağlayıcı sistemlerin hidrofilik özelliklerinin geliştirilmesiyle artmıştır. Araştırmacılar 15-20 MPa'nın üzerindeki kuvvetlerde yüksek oranda koheziv dentin veya rezin esaslı dolgu materyali kırığı gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Hasegawa ve ark., 1995). Dentindeki bu koheziv kırıklar nedeniyle mineralize dentinin koheziv direnci 20-25 MPa olarak değerlendirilmektedir. Ancak, mineralize dentinin gerçek koheziv direnci 45-138 MPa olarak bildirilmiştir (Sano ve ark., 1994; Watanabe ve ark., 1996). Bu durumda çok daha düşük kuvvetlerde oluşan kırıkların açıklaması, geleneksel test metotları ile test esnasındaki anormal kuvvet dağılımı olarak düşünülmüştür (Pashley ve ark., 1995).

Sonuç olarak, bağlanma kuvveti değerleri ile kırık tiplerinin ilişkili olmadığını bildiren araştırmacılara (Araujo ve Garcia-Godoy, 1997) rağmen, bu görüşün tersini savunanlar da bulunmaktadır (Triolo ve Swift, 1992; Mason ve ark., 1996; Al-Salehi

ve Burke, 1997; Price ve ark., 2003). Örneğin Al Qahtani ve ark.'ları (2003), kırık yüzeylerin incelenmesinin, makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçlarının analizinde önemli bilgiler sağlayabileceğini ve kırık tipi sınıflandırmasının önemli bir gözlem olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda kırık tiplerinin incelenmesinin faydalı ve elde edilen sonuçların makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçlarını destekler nitelikte olduğu görüşündeyiz.

Çalışmamızın bulgularını öncelikle süt dişi ve sürekli diş farkı olarak ele alırsak; sürekli dişlerde % 42,85 oranında karışık ve % 19,04 oranında dentinde koheziv kırık izlenirken; süt dişlerinde % 38,09 oranında karışık ve % 9,52 oranında dentinde koheziv kırık izlenmiştir. Öte yandan adeziv kırık oranı sürekli dişlerde % 38,09 iken süt dişlerinde bu oran % 52,38'tür. Bu durum sürekli dişlerde bağlanmanın süt dişlerine göre daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu bulgu makaslama bağlanma kuvveti testinde elde ettiğimiz sonuçlar ile de uyumludur.

Kırık tiplerini materyaller açısından ele aldığımızda ise;

Çalışmamızda hem sürekli hem de süt dişi grubunda hiçbir materyalde kompozitte koheziv kırık izlenmemiştir.

Scotchbond Multi Purpose, hem süt hem de sürekli dişlerde tüm materyaller içinde en az oranda adeziv kırık ve en yüksek oranda karışık kırık oluşturmuştur. Dentinde koheziv kırık oranları ise GCB materyali ile benzerdir.

Hem süt hem de sürekli dişlerde GCB uygulanan örneklerde PLP uygulanan örneklerle göre daha az miktarda adeziv kırık tipi izlenirken, karışık tipte kırık oranı ise SBMP uygulanan örneklerden düşük bulunmuştur.

Prompt-L-Pop materyali uygulanan örneklerde ise hem süt hem de sürekli dişlerde en fazla adeziv tipte kırık gözlenirken, her iki diş grubunda da dentinde koheziv tipte kırık izlenmemiştir.

Bouillaguet ve ark.'ları (2001), iki adet üç aşamalı total-etch, dört adet iki aşamalı total-etch ve iki adet self-etch bağlayıcı sistemi rezin esaslı dolgu materyali olan Valux Plus ile birlikte kullanmışlar ve bağlanma kuvveti testleri sonrasında kırık tiplerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda PLP bağlayıcı sistemin uygulandığı gruplarda yüksek oranda adeziv kırık gözlemlendiğini ve dentinde koheziv kırığın sadece total-etch sistemlerde izlendiğini bildirmişlerdir.

Mason ve ark.'ları (1996), dört adet üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi farklı rezin esaslı dolgu materyalleri ile kullanarak, bağlanma kuvvetlerini test etmişlerdir. Kırık tipleri açısından değerlendirme yapıldığında tüm sistemlerin yaygın olarak adeziv kırıklar gösterdiğini, ancak en az adeziv kırık tipinin SBMP ve Valux Plus grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu bulgu bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Agostini ve ark.'ları (2001) yaptıkları çalışmada, PLP ve Etch and Prime 3.0 self-etch bağlayıcılarda % 100 oranında adeziv kırık, Clearfil SE Bond ile ise % 71 oranında adeziv kırık, % 29 oranında koheziv kırık gözlemlediklerini bildirmişlerdir. Bu araştırmacıların PLP materyalinde bu kadar yüksek oranda adeziv tipte kırık gözlemlmeleri bizim çalışmamız ile uyumludur. Biz de çalışmamızda bu materyal ile süt dişlerinde % 85,72 oranında, sürekli dişlerde ise % 71,53 oranında olmak üzere yüksek oranda adeziv tipte kırık oluştuğunu gözlemledik.

Sensi ve ark.'ları (2005), self-etch sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, PLP bağlayıcı sistemin dentinde ortalama 6,8 MPa bağlanma kuvveti değeri gösterdiğini bildirmişler ve bu sistemle restore edilen tüm örneklerde adeziv kırıklar tespit etmişlerdir. Araştırmacılar, kendi çalışma sonuçları ve diğer çalışma sonuçları arasındaki farkı, deney şartları ve uygulama farklılıklarına bağlamışlardır.

Al-Ehaideb ve Mohammed (2000), iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini sürekli diş dentininde karşılaştırdıkları

çalışmalarında, kırıkların % 80'den fazlasının adeziv tipte, kalanının da karışık tipte olduğunu bildirmişlerdir. Senawongse ve ark.'ları (2004), iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem ile self-etch sistemi süt ve sürekli diş dentininde karşılaştırdıkları çalışmalarında, kırık tiplerinde materyaller ve dişler arasında anlamlı fark bulamadıklarını rapor etmişlerdir. Her iki bağlayıcı sistem de, süt ve sürekli diş dentininde yüksek oranda adeziv tipte kırık göstermiştir. Araujo ve Garcia-Godoy (1997) ise, süt dişi dentini daha ince olduğu için, düşük bağlanma kuvvetlerinde bile daha fazla 'dentine koheziv kırık' gözlenebileceğini iddia etmişlerdir.

Sonuç olarak dentine adezyonu anlamada dentinin özellikleri önemlidir. Günümüz bağlayıcı sistemleri sürekli dişlerde dentine yaklaşık 20 MPa civarında makaslama direnci ile bağlanmaktadır (Konishi ve ark., 2002). Dentine bağlanma kuvvetleri değerlendirilirken, yüksek kuvvetlerde gözlenen dentin kırıkları sıklıkla bağlayıcı sistemlerin gelişimine bağlanmıştır. Bu tür dentin kırıkları en üst dentin kuvvetine erişilebildiği şeklinde yorumlanmıştır. Ancak, dentine bağlanma kuvvetleri dentinin koheziv kuvvetinden daha düşüktür (Sano ve ark., 1994). Bu tür kırıklar, bağlayıcı sistem uygulamaları sırasında dentin modifikasyonunun bir sonucu olarak değerlendirilmektedir (Watanabe ve ark., 1996).

Örneğin, Price ve Hall (1999), bağlayıcı sistem uygulandıktan 10 dakika ve 24 saat sonrasında oluşan kırık tiplerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 10. dakikadaki kırık tipleri (% 70 adeziv, % 10 koheziv, % 20 karışık) ile 24 saat sonundaki kırık tipleri (% 20 adeziv, % 80 karışık) arasında belirgin farklar olduğunu rapor etmişlerdir. Biz de çalışmamızda örneklerimizi restoratif işlemlerden 24 saat sonra teste tabii tuttuğumuz için çalışmamızda kırık tipleri açısından daha doğru değerler elde ettiğimizi düşünmekteyiz.

Çalışmamızın ikinci bölümünde amacımız, sürekli ve süt dişi dentininde yukarıda bahsettiğimiz bağlayıcı sistemlerin kullanılmasını takiben, rezin-dentin ara yüzündeki bağlanmanın ve oluşan hibrit tabakasının mikromorfolojisinin değerlendirilmesidir. Örnekler, SEM'de ve TEM'de incelenerek, hibrit tabakasının kalınlığı ve bağlantı yüzeyleri değerlendirilmiştir. Hibrit tabakası, rezinin infiltre

olduğu dentindir ve rezin monomerin demineralize dentin derinliğince infiltrasyonu bağlanma kuvvetinin anahtarıdır (Shashikiran ve ark., 2002).

Bu bölümde öncelikle ‘*Taramalı Işık Mikroskobu*’ incelemesi sonucu elde edilen bulgular tartışılacaktır.

SEM incelemesi sonucunda SBMP ve GCB uygulanan örneklerde, hem süt hem de sürekli diş dentininde hibrit tabakası olduğu gözlenmiştir. Bu materyallerin süt diş dentininde oluşturdukları hibrit tabakası sürekli diş dentininde oluşturdukları hibrit tabakasından daha kalın olarak gözlenmiştir. Ayrıca sürekli diş dentininde, SBMP ve GCB uygulanan dentin örneklerinde açık dentin kanallarının rezin uzantılarla tıkandığı görülmüştür. Süt diş dentininde ise her iki bağlayıcı sistemle de tübül ağzlarının tam olarak örtüldüğü ancak rezin uzantıların fazla olmadığı izlenmiştir. PLP materyalinin ise diğer iki bağlayıcı sistemden farklı olarak süt ve sürekli dişlerde rezin-dentin ara yüzeyinde belirgin bir boşluk oluşturduğu gözlenmiştir. PLP bağlayıcı sisteme ait SEM görüntülerinde süt ve sürekli dişlerde hibrit tabakası oluşumu izlenememiştir.

Öncelikle süt dişleri ve sürekli dişler olarak konuyu ele alırsak; Nor ve ark.’larının (1996) hibrit tabakası kalınlığını süt ve sürekli dişlerde SEM incelemesi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında süt diş dentinini temsil eden örnekte, demineralize bölgenin rezine yakın tarafında daha eksiksiz bir birleşim gözlenirken, dentine yakın tarafta daha az birleşme olduğu ifade edilmiştir. Bu sonuç, geçmiş çalışmalarda bulunan süt ve sürekli dişlerdeki bağlanma kuvveti farklarını açıklayabilir.

Yapılan çeşitli araştırmalarda süt ve sürekli diş dentinlerinde oluşan hibrit tabakasının kalınlığı karşılaştırılmıştır. Örneğin Senawongse ve ark.’larının (2004) çalışmalarında SEM incelemelerine göre hibrit tabakası kalınlığı süt ve sürekli dişlerde benzer bulunmuştur. Aynı araştırmacılar süt ve sürekli dişler arasında mineral konsantrasyon farkı olmasına rağmen bunun hibrit tabakası kalınlığında bir etki oluşturmayacağını bildirmişlerdir. Bu sonuç bazı araştırmacıların sonuçlarıyla

uyuşurken (Burrow ve ark. 2002), bazı çalışmalarla çelişmektedir (Nor ve ark. 1996; ölmez ve ark., 1998; Torres ve ark., 2005). Bizim alışmamızda hibrit tabakasının kalınlığı ile ilgili istatistiksel analiz bulguları; süt dişlerinde sürekli dişlerden istatistiksel olarak daha kalın bir hibrit tabakası oluştuğunu göstermiştir.

Bizim bulgularımıza benzer olarak, ölmez ve ark.'ları (1998) da, yaptıkları SEM ve TEM çalışmasında süt dişlerinde oluşan hibrit tabakasının sürekli dişlere oranla daha kalın olduğunu bildirmişlerdir. Nor ve ark.'ları (1996), süt ve sürekli diş dentinlerinde 7 ve 15 saniye asitleme sürelerinde rezin-dentin ara yüzeylerini SEM'de incelemişlerdir. Araştırmada kullanılan SBMP ile süt ve sürekli dişlerde hibrit tabakası oluşumu izlenmiştir. Kalınlıkları dışında her iki diş türünde de hibrit tabakasının mikromorfolojik özellikleri benzer bulunmuştur. Süt dişi dentininde hibrit tabakası daha kalın bulunmuştur ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Ayrıca 15 saniye asitle pürüzlendirme, 7 saniyeye göre anlamlı olarak daha kalın hibrit tabakası oluşturmuştur. Araştırmacılar, hibrit tabakasının süt dişlerinde, sürekli dişlere göre anlamlı oranda kalın bulunmuş olmasının sebebinin tam anlaşılamamakla beraber, kimyasal kompozisyon, mikromorfoloji veya dentinin kimyasal reaktivite farklılıklarının bu konuda etkili olabileceğini açıklamışlardır. Eğer uygulanan asitin süresi veya konsantrasyonu fazla olursa dentinde aşırı demineralizasyon sonucu kalın bir hibrit tabakası oluşmakta ancak dentin demineralizasyon derinliği ile rezin penetrasyon derinliği aynı olmadığından oluşan bu hibrit tabakası istenen kalitede olmamaktadır.

Hibrit tabakası, adeziv rezinin açığa ıkmuş kollajen fibriller etrafında kalıcı kilitlenmesine izin verecek kadar kalın olmalıdır. Ancak, demineralize bölge aşırı derin olmamalıdır, çünkü primer ve adeziv rezin o derinlikteki fibrillere ulaşamaz ve tam olarak ıslatamaz. Bu durumda hibrit tabakasının tabanında zayıf bir alan oluşur ve sonuç olarak yıkıma daha yatkın olur. Bir başka deyişle, inorganik içeriğin adeziv rezinle yer değiştirmeden aşırı uzaklaştırılması, kollajen fibrilleri hem dentinal inorganik matriks hem de primer ve adeziv rezin infiltrasyonu desteğinden mahrum bırakır. Ayrıca hibrit tabakasının tabanında adezivle tam doldurulamamış bir alan mikrosızıntı için de bir yol oluşturur (Nor ve ark., 1996; ölmez ve ark., 1998). Bu

nedenle birçok araştırmacı rezin-dentin bağlanmasında hibrit tabakasının kalınlığından çok, rezin uzantılarının morfolojisi, lateral dallar ve hibrit tabakasının kalitesinin klinik ve morfolojik olarak daha önemli olduğunu kabul etmişlerdir (Pashley ve ark., 1981; Prati ve ark., 1998; Perdigao ve ark., 2000; Shashikiran ve ark., 2002).

Örneğin Gregoire ve ark.'larına (2002) göre, hibrit tabakası rezinle karışır ancak materyalin örtücülük kapasitesi hibrit tabakasının kalınlığına bağlı değildir. Kesintisiz ve muntazam bir hibrit tabakası çok daha önemlidir. Resin penetrasyonu bu tabakadan başlar. Dolayısıyla etkili bir bağlayıcı sistem, demineralizasyon sonrası oluşan tüm boşlukları doldurarak bu tabakadaki mikropöröziteyi engeller. Polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan streslerin absorpsiyonu açısından hibrit tabakası önemli bir yapıdır (Van Meerbeek ve ark., 1993; Perdigao ve ark., 1996). Kalın hibrit tabakası, adeziv rezinin tam penetre olamadığı demineralize dentini içerebilir ve sızıntı riski taşır (Sano ve ark., 1994). Aynı zamanda bu durum süt dişlerinde düşük bağlanma kuvvetlerinin gözlenme sebeplerinden biri olabilir (Torres ve ark., 2005).

Bu yüzden, süt dişlerinde asitle pürüzlendirme işleminde aşırı demineralizasyon sonucu hibrit tabakasının tabanında oluşacak zayıf alan veya mikrosızıntı için bir yol oluşması ihtimallerinin azaltılması için süt dişlerinde asitleme sürelerinin daha kısa tutulması önerilmektedir (Nor ve ark., 1996; Ölmez ve ark., 1998). Benzer olarak, Nor ve ark.'ları (1997), çalışmalarında süt dişi dentini için daha kısa süreli asitle pürüzlendirme zamanının rezinin daha iyi penetrasyonu ile birlikte daha ince bir hibrit tabakası ile sonuçlanabileceğini öne sürmüşlerdir. Kısaca bir bağlayıcı sistemin bağlanma kuvveti, çözünen hidroksiapatitin yerini polimerize rezinin tam olarak doldurmasına bağlıdır. Eğer dentin, rezinin ulaşamayacağı derinliğe kadar dekalsifiye edilirse kırılğan bir kollajen tabakası oluşur (Swift ve ark., 1995).

Shashikiran ve ark.'ları (2002) da, süt ve sürekli diş dentininde rezin-dentin ara yüzeyini farklı asitleme sürelerinde karşılaştırmışlardır. Nor ve ark.'larının (1997) çalışmalarını destekler şekilde hibrit tabakası kalınlığının hem süt hem de sürekli diş

dentininde asitleme süresi arttıkça arttığını, süt dişinde 10 ve 15 saniye gruplarında daha kalın hibrit tabakası gözleendiğini bildirmişlerdir. Bu sebeple, süt dişlerinde daha kısa asitleme süreleri ile süt dentisyonunda rezin esaslı dolgu materyali restorasyonların başarısının artacağını bildirmişlerdir.

Sürekli dişler için en uygun asitleme süresi iyi bilinmekte ve her üretici ayrıntılı bir kullanma kılavuzu hazırlamaktadır. Ne yazık ki; süt dişlerinde kullanım için henüz bir talimat yayınlanmamıştır ve gerekmesine rağmen üreticiler farklı bir protokol önermemektedirler (Nor ve ark., 1996).

Biz de çalışmamızda süt dişlerinde daha kalın hibrit tabakası oluşumu gözlemledik. Bu durum süt dişlerinin morfolojik farklılığından kaynaklanıyor olabilir ve hibrit tabakasının kalınlığından ziyade kalitesinin daha önemli olduğu göz önünde bulundurulursa, süt dişlerinde daha kısa asitleme sürelerinin aşırı demineralizasyonu engelleyerek adezyonda faydalı olacağı fikrini desteklemekteyiz.

Hibrit tabakası dışında incelenen oluşumlardan bir diğeri ise ‘rezin uzantılarıdır’. Asmussen ve Uno (1992), kollajen molekülünde bağlanmayı olumlu yönde etkileyebilecek kimyasal grupların varlığını belirtmiş olsalar da, günümüzde mikromekanik retansiyonun en önemli mekanizma olduğu düşünülmektedir. Dolayısıyla rezin uzantılarının morfolojisi ve lateral dallar klinik açıdan önemli bulunmuştur (Yoshiyama ve ark., 1996; Tay ve ark., 1996). Uzantı; intratübüler tıkama sağlayacak rezinin, tübüle infiltrasyonudur ve bağlanmaya yardım edecek mekanik bir dayanak noktası sağlar. Resin materyal tübül duvarlarıyla kontak halindeyse mekanik destek daha fazla olur. Bunun dışında resin uzantılar sıvıların hareketini ve pulpanın açılmasını azaltarak rezinin biyolojik uyumluluğunu artırır (Bouillaguet ve ark., 2001). Gregoire ve ark.’larına (2002) göre, yeni bağlayıcı sistemlerle, resin uzantıların tübül duvarlarına çok iyi tutunduğu gözlenmiştir. Tübül duvarlarında hibrit tabakası oluşumuyla açık tübüllere resin uzantı penetrasyonu hermetik örtücülük için çok önemlidir. Mikromekanik bağlantının en zayıf noktaları olarak değerlendirilen hibrit tabakasının en alt ve en üst kısmındaki bağlantı bozulduğu zaman resin uzantıların tübül duvarlarına sıkıca tutunması dentin

tübülünü tıkalı tutacaktır. Dolayısıyla, bağlanma kuvvetine katkıda bulunmanın yanında rezin uzantılarının ana rolü tübül ağzlarını etkin olarak kapatmak ve bu yolla potansiyel pulpa iritasyonunu önlemektir.

Van Meerbeek ve ark.'larına (1998a) göre, SEM çalışmaları birçok adezivin dentin tübüllerinde uzun rezin uzantılar oluşturduğunu ortaya koymuştur. Uzantılar, materyalin ıslatma karakteristiği hakkında önemli bilgiler verebilir. Resin uzantılar eğer tübül duvarlarına sıkı bağlı değilse çok az retansiyon gösterir. İn vivo çalışmalarda oluşan uzantılar çekilmiş dişlerde oluşanlara göre daha kısadır, çünkü tübüller sıvı ile doludur (Swift ve ark., 1995).

Demineralizasyon sonrası peritübüler dentinin organik elementleriyle uzantılar arasındaki ilişki; uzantıların morfolojisini belirler. İşin mekanik yönünden bakılırsa uzantılar eğer tübül duvarlarıyla kontaktaysa daha az hareketlidir, dolayısıyla bu pozisyon sürtünme kuvvetini artırır ve retansiyonu geliştirir. Mikrosızıntıyı engellemek amacıyla uzantılar hibrit tabakasıyla kesintisiz bir kontak sağlamalıdır ve bu tabakayı oluşturan rezinle tübül uzantısının devamlılığında bir kesinti olmamalıdır (Gregoire ve ark., 2002). Bazı araştırmacılar 3 µm'den daha uzun rezin uzantılarının bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirmişlerdir (Burrow ve ark., 1996). Ayrıca rezin uzantılarda gözlenen huni formunun bir ölçüde hibrit tabakasının kalınlığına bağlı olduğu bilinmektedir. Huni formu, genişlemiş hibrit tabakalarında geleneksel hibrit tabakalara göre daha az belirgindir (Nakabayashi ve Pashley, 1998). Walshaw ve Mc Comb'a (1994) göre ise, rezin uzantılar dentin tübülleri içine yaklaşık 10-20 µm derinliğe penetre olmalarına rağmen sadece en üst 2-3 µm'luk kısımları tübül çeperleri ile bağlantılıdır. Hibridizasyonun bu noktada lateral olarak oluştuğunu ve dentin tübüllerinin derinliklerine uzanan rezin uzantıların pasif kaldığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda SBMP ve GCB materyalleri ile sürekli dişlerde açık dentin tübüllerinin rezin uzantılarla tıkanığı, süt dişlerinde ise rezin uzantıların çok fazla olmadığı izlenmiştir. Materyalleri sınıfları açısından ele aldığımızda üç basamaklı total-etch sistem olan SBMP ve iki basamaklı total-etch sistem olan GCB hibrit

tabakası ve rezin uzantıları oluşumu açısından self-etch sisteme göre daha başarılı bulunmuştur. Van Meerbeek ve ark.'ları (1998a) da total-etch tekniğinin başarısının hibridizasyon ve rezin uzantı oluşumunun kombine etkisine dayandığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, SBMP ve GCB materyallerinin hibrit tabakası kalınlığı verilerinin istatistiksel analizi (Çizelge 3.5.), bu iki materyal arasındaki hibrit tabakası kalınlığının istatistiksel olarak farklı olduğunu ve SBMP materyalinde daha kalın bir hibrit tabakası oluşumu olduğunu göstermiştir. Bu durumun üç basamaklı sistemlerde asit, primer ve bağlayıcı sistemin ayrı ayrı uygulanmasına ve dolayısıyla yeterli penetrasyon zamanının tanınmış olmasına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Nakabayashi ve Pashley (1998) de, üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistem uygulaması ile oluşan hibrit tabakasının stres altında bırakıldığında, rezin ve kollajen fibrillerin her ikisinin de yükü taşıdığını, fakat iki basamaklı total-etch ve self-etch sistemlerde böyle olmadığını bildirmişlerdir. Çünkü bu sistemlerde rezin infiltre olmuş smear tabakası hibrit tabakası ile birleşir ve aralarındaki tek bağlantı rezin yolu ile oluşur. Araştırmacılar, diş yük altında kaldığında sadece rezin tüm yükü karşılamaya çalışacağından düzensiz stres dağılımlarının ve hibrit tabakasının birleşim yerinde çatlamların görüleceğini belirtmişlerdir.

Macari ve ark.'ları (2002), üç adet geleneksel üç basamaklı total-etch bağlayıcı sistemi rezin esaslı dolgu materyalleri ile kullanmışlar ve rezin-dentin ara yüzeylerini SEM'de incelemişlerdir. Her üç grupta da hibridizasyon ve dentin tübüllerine uzanan rezin uzantıları gözlemişlerdir. Bizim çalışmamıza benzer olarak, SBMP ve Valux Plus grubu, peritübüler ve intertübüler dentine en fazla infiltrasyonu sergilemiş, uzun rezin uzantılar ve homojen ve devamlı bir hibrit tabakası izlenmiştir. Bu bulgular Walshaw ve Mc Comb (1995) ile Gordan ve ark.'larının (1998) bulguları ile de örtüşmektedir.

El Kalla ve Garcia-Godoy (1998), süt ve sürekli diş dentininde ara yüz mikromorfolojisini karşılaştırdıkları çalışmalarında kullandıkları SBMP bağlayıcı

sistem ile hem süt hem de sürekli diş dentininde hibrit tabakası izlendiğini, her iki diş grubunda da rezin uzantıların tübüllere penetre olduğunu ancak bu uzantıların hem çok derin oluşmadığını hem de lateral duvarlara tam adapte olmadığını belirtmişlerdir. Bu araştırmacılar da bağlanma kuvvetinin tamamen hibrit tabakasına bağlı olmadığını, rezin uzantıların dentin tübül duvarlarına adaptasyonlarının makaslama bağlanma kuvvetlerini arttırdığını bildirmişlerdir.

Walshaw ve Mc Comb (1994), SBMP ile 1-2 µm kalınlığında, boşluk oluşumu içermeyen, tübüllerde minimal rezin uzantılar ile karakterize bir hibrit tabakası izlediklerini ve rezinin, hem tübül çeperindeki hem de tübüller arasındaki pöröz dentine kısa bir penetrasyon gösterdiğini belirtmişlerdir.

De Munck ve ark.'ları (2005), bağlayıcı sistemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında üç basamaklı etanol-su içerikli total-etch bağlayıcı sistemlerin altın standart gereksinimlerini karşıladığı sonucuna varmışlardır. Bu araştırmacılar, her çeşit basitleştirme işleminin bağlanma etkinliğinde azalmayla sonuçlanacağını bildirmişlerdir.

Senawongse ve ark.'ları (2004), iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem ile self-etch bağlayıcı sistemi süt ve sürekli diş dentininde karşılaştırdıkları SEM incelemelerinde, total-etch sistemle daha belirgin bir hibrit tabakası elde edildiğini belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem olan GCB uyguladığımız örneklerde hibrit tabakası oluşumu izlerken, self-etch bağlayıcı sistem olan PLP uyguladığımız örneklerde hibrit tabakası oluşumu izleyemedik. Kaaden ve ark.'ları (2003) ise süt dişlerinde PLP bağlayıcı sistem ve rezin esaslı dolgu materyali uyguladıkları dentin örneklerini SEM'de incelemişler ve adeziv-rezin esaslı dolgu materyali ara yüzeyinde geniş ve sık boşluklar oluştuğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızla uyumlu olarak, Telles ve ark.'ları (2001) PLP self-etch bağlayıcı sistemi süt ve sürekli diş dentininde SEM'de inceledikleri çalışmalarında PLP'nin rezin esaslı dolgu materyali ile bağlandığı dentin yüzeylerinde daha geniş ve sık

boşluklar gösterdiğini bildirmişlerdir. PLP kullanılan örneklerde hibrit tabakası gözlenememesinin PLP'nin düşük pH değerinin, rezin monomerlerin polimerizasyonunu zayıflatmış olabileceğinden kaynaklandığı iddia edilmiştir.

Öztaş ve Ölmez (2005) de, süt dişi dentininde self-etch bağlayıcı sistem olan PLP materyalini SEM ile inceledikleri çalışmalarında, bu materyalin kontrol grubu olan Single-Bond'dan anlamlı olarak daha geniş boşluklar oluşturduğunu bildirmişlerdir. PLP'nin hem bir tabaka, hem de iki tabaka uygulandığı örneklerde gözlenebilir bir hibrit tabakası oluşmamıştır. Sadece kontrol grubu olan Single Bond'da belirgin hibrit tabakası gözlenmiştir. Araştırmacılara göre, bunun sebebi belli değildir. Self-etch bağlayıcı sistemin içeriği bu sonuçları doğurmuş olabilir. Diş yapısının pürüzlendirilmesi için gerekli olan PLP'nin düşük pH'sı rezin monomerlerin polimerizasyonunu zayıflatmış ve bu sebeple boşluk oluşumunu önleyecek güçlü ve kalıcı hibrit tabakası oluşumuna izin vermemiş olabilir. Teorikte demineralize edici sistem ile hidrofilik primer kombinasyonunun güçlü ve kalıcı bağlanmayı sağlayacak hibrit tabakası oluşumuna izin vermesi gerekir. Araştırmacılara göre, PLP bunu başaramamıştır.

Cal-Neto ve ark.'ları (2004) da, farklı bağlayıcı sistemlerin dentine penetrasyonunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, PLP bağlayıcı sisteminin pürüzlendirmede zayıf kaldığını, hiç rezin uzantısı olmayan bölgelerin olduğunu, rezin uzantısı gözlenen bölgelerde de bunların çok kısa olduğunu bildirmişlerdir. Birçok araştırmacıya göre, kısa rezin uzantılar beklenen bir sonuçtur çünkü bu self-etch sistemlerin karakteristik bir özelliğidir (Burrow ve ark., 1994; Sano ve ark., 1995; Ferrari ve Davidson, 1996; Sano ve ark., 1999). Bu sistemler hala gelişime ihtiyaç duymaktadır ve klinik kullanım için tavsiye edilmeden önce uzun dönem çalışma sonuçları beklenmelidir (Cal-Neto ve ark., 2004). Bouillaguet ve ark.'ları (2001) ise, bu sistemlerin monomerlerinin smear tabakasına infiltrasyonunun yetersiz olduğunu ve rezin uzantıların yeterince oluşmadığını bildirmişlerdir. Bu araştırmacılara göre aynı zamanda bu sistemlerde kimyasal reaksiyon zamanı kısalmaktadır. Araştırmacılar bu sonuçların SEM çalışmasındaki zayıf penetrasyonla da desteklendiğini bildirmişlerdir.

Tüm bu anlatılanların dışında hibrit tabakasının kalınlığındaki farklılıkların dentin örneklerine ve bu örneklerle bağlayıcı sistem arasındaki ilişkiye bağlı olduğu unutulmamalıdır (Yeşilyurt ve Bulucu, 2006). Hibrit tabakasının kalınlığı bağlayıcı sistemler, aynı bağlayıcı sistemle restore edilmiş örnekler ve hatta aynı örneğin farklı bölgelerinde bile farklılıklar gösterebilir (Macari ve ark., 2002; Yeşilyurt ve Bulucu, 2006). Bu durumda alınan kesitlerin de önem kazandığı göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca rezin-dentin ara yüzeylerinde gözlenen boşluklar polimerizasyon büzülmesine, dondurup kırma sırasında oluşan strese veya SEM preparasyonu esnasındaki dehidratasyona bağlı olarak da gelişebilir (Walshaw ve Mc Comb, 1994).

Bu bölüme kadar SEM bulgularını tartıştığımız çalışmamızda bu bölümde ise ‘*Geçirmeli Elektron Mikroskobu*’ bulgularını tartışacağız.

TEM ile elde ettiğimiz bulguların SEM ile elde ettiğimiz bulguları destekler nitelikte olduğunu gözlemledik. TEM bulgularına göre, SBMP ve GCB uyguladığımız örneklerde hem süt hem de sürekli diş dentininde düzenli bir hibrit tabakası gözlenmiştir. Süt dişi dentininde her iki materyalde de gözlenen hibrit tabakasının sürekli diş dentininden daha kalın olduğu izlenmiştir. Sürekli diş dentininde, SBMP ve GCB kullanılan örneklerde dentin kanallarının rezin uzantılarla tıkanmış olduğu görülmüştür. Süt dişi dentininde tübül ağzları tam olarak örtülmüştür, rezin uzantılar mevcuttur ancak sürekli diş dentinine göre daha az izlenmektedir. PLP materyalinde ise hem süt hem de sürekli diş dentininde rezin-dentin ara yüzeyinde geniş bir boşluk gözlenmiştir.

Ölmez ve ark.’ları (1998) bizim çalışmamıza benzer olarak, rezin-dentin ara yüzeyini süt ve sürekli dişlerde hem SEM hem de TEM kullanarak karşılaştırmışlar ve hibrit tabakasının kalınlığının süt ve sürekli dişlerde anlamlı derecede farklı olduğunu bildirmişlerdir.

Milia ve Santini (2003), total-etch ve self-etch iki bağlayıcı sistemi TEM’de karşılaştırmışlar ve hibrit tabakası oluşumlarının birbirlerinden farklı olduğunu bildirmişlerdir. Self-etch sistemde, değişen kalınlıkta smear tabakasının kavite zeminini kapladığı gözlenmiştir. Asidik monomerler smear tabakasını ıslatmış, infiltre olup alttaki dentine ulaşmış ve hibrit tabakasının koronal sınırı düzensiz ve smear tabakası içerikli olarak gerçekleşmiştir. Hibrit tabakasının kalınlığı yaklaşık 2 µm olarak bulunmuştur. Total-etch sistemde ise hibrit tabakası kalınlığının yaklaşık olarak 4 µm olduğu bildirilmiştir. Bu sistemde dentin tübüllerinde uzun ve yoğun rezin uzantılar ve bu uzantıların peritübüler duvarlarla hibridizasyonu rapor edilmiştir. Ancak her iki sistem için de hibrit tabakasının koronal yüzeyinde düzensizlikler olduğu bildirilmiştir. Bu düzensizlikler, total-etch sistemde asitleme tekniğine; self-etch sistemde ise rezin materyale bağlanmıştır. Bu düzensizlikler, klinik şartlarda potansiyel ayrılma bölgeleri olarak değerlendirilmiştir.

Pashley ve ark.’ları (2002) da benzer olarak TEM incelemeleri neticesinde, PLP’nin dentinde tam polimerize olmamasının, düşük bağlanma kuvvetlerini açıklayabileceğini bildirmişlerdir.

Van Meerbeek ve ark.’ları (1998a), nemli ve kuru dentin yüzeylerinde su içerikli iki bağlayıcı sistemi (Optibond ve SBMP) TEM ile karşılaştırmışlardır. SBMP ile elde edilen hibrit tabakasının kalınlığı 2-3 µm civarında bulunmuştur. Araştırmacılar, hibrit tabakasının yapısının uniform olmadığını, bölgelere göre değişkenlik gösterdiğini, fibriller arası boşlukların belirsiz ve değişken olduğunu belirtmişlerdir.

Özetle; dentine bağlanmayı etkileyen sayısız faktör olduğu açıktır. Ancak bu faktörleri olabildiğince standart hale getirip, materyalleri karşılaştırmayı amaçladığımız çalışmamızda makaslama bağlanma kuvveti değerleri, oluşan kırık tipleri, SEM ve TEM bulgularını göz önünde bulundurduğumuzda hem süt hem de sürekli dişlerde total-etch sistemlerin self-etch sistemlere göre daha başarılı olduğunu gözlemledik. Asitin, primerin ve bağlayıcı sistemin bir arada kullanılmasındansa, bu materyallerin ayrı ayrı sıra ile uygulanmasının daha başarılı sonuçlar doğurduğunu düşünmekteyiz. Total-etch sistemlerin kendi içlerinde ise; çok basamaklı total-etch

sistemlerin, iki basamaklı total-etch sistemler ile benzer sonuçlar sağladığı gözlenmiştir. Bağlayıcı sistemler süt dişi dentininde sürekli diş dentinine göre daha az başarılı olmuştur. Bu durum süt dişi dentininde daha kısa süreli asit uygulamaları gibi farklı uygulamaları akla getirirken, süt dişlerinde daha başarılı bağlanma sağlanması için yeni bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesi fikrini de beraberinde getirmektedir.

Sonuç olarak günümüz diş hekimliğinde amaç, diş dokusuna bağlanmak için bir bağlayıcı sisteme ihtiyaç duymayan self-adeziv restoratif materyaller geliştirmektir. Cam iyonomerler bu sınıfa sokulsalar dahi, mekanik kuvvet, aşınma direnci, parlatılabilirlik ve dolayısıyla estetik gereksinimleri karşılamada yetersiz kalmaktadırlar. Özetle, ‘minimal invaziv diş hekimliği’ kavramı yeni tekniklerin biyomekanik ihtiyaçlarına göre uyarlanmış, fiziksel ve kimyasal özellikte farklı bir takım restoratif materyale ihtiyaç duymaktadır (De Munck ve ark., 2005). Piyasada birçok ticari ürün olmasına rağmen hiç birisi mükemmel değildir ve kendilerine has dayanırlılıkları ve zayıflıkları vardır. Hekimler, bu faktörleri hasta ve restorasyona göre değerlendirip klinik kullanım için en uygun sistemi seçmelidirler (Swift, 2002).

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bağlayıcı sistemlerin etkinliklerini inceleyen çalışmalarda çalışmanın sonuçlarını etkileyen pek çok değişken vardır. Bu değişkenler çalışmalar arasında belirli bir standardizasyonun sağlanmasını güçleştirmektedir. Yapılan çalışmalar arasında standardizasyonun sağlanması, konu hakkında elde edilen verilerin daha kıyaslanabilir olmasını dolayısıyla da daha verimli olmasını sağlayacaktır. Total-etch ve self-etch bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli diş dentinlerine bağlanma kapasitelerinin araştırıldığı tez çalışmamızda değişken faktörler elimine edilip bağlayıcı sistemler değerlendirilmiştir.

Makaslama bağlanma kuvveti testi sonucunda; SBMP ve GCB materyallerinin uygulandığı sürekli dişlerde süt dişlerine göre daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir. Bu iki materyal ile elde edilen sonuçlar benzerken, her ikisi de PLP materyalinin uygulandığı örneklerden daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri göstermiştir. PLP materyali ile elde edilen sonuçlar süt ve sürekli dişlerde benzerdir.

Stereomikroskopta kırık yüzeylerinin incelenmesi sonucu; kırık tiplerinin ve makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçlarının birbirlerini destekler nitelikte olduğu gözlenmiştir. Buna göre; sürekli dişlerde karışık tipte ve dentinde koheziv tipte kırık oranları süt dişlerine göre daha yüksektir. Adeziv bağlanma oranı ise sürekli dişlerde süt dişlerine göre daha düşüktür. Bu durum sürekli dişlerde bağlanmanın süt dişlerine göre daha başarılı olduğunu göstermektedir. SBMP bağlayıcı sistem uygulanan örneklerde hem süt hem de sürekli dişlerde en az oranda adeziv kırık ve en yüksek oranda karışık tipte kırık gözlenmiştir. Bu dişlerdeki dentinde koheziv kırık oranı ise GCB materyalinin uygulandığı örnekler ile benzerdir. GCB kullanılan örneklerde ise hem süt hem de sürekli dişlerde PLP uygulanan örneklere göre daha az oranda adeziv kırık gözlenirken, karışık tipte kırık oranı SBMP uygulanan örneklere göre daha düşük bulunmuştur. PLP uygulanan örneklerde ise hem süt hem de sürekli dişlerde dentinde koheziv tipte kırık gözlenmezken, yüksek oranda adeziv tipte kırık izlenmiştir.

Rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM ve TEM’de incelenmesi sonucunda yukarıdaki bulgulara benzer olarak süt ve sürekli dişler arasında farklar olduğu görülmüştür. Süt ve sürekli dişlerde, SBMP ve GCB bağlayıcı sistemlerin uygulandığı gruplarda hibrit tabakası gözlenmesine rağmen, süt dişi dentininde oluşan hibrit tabakasının sürekli diş dentininde oluşun hibrit tabakasına göre istatistiksel olarak anlamlı oranda daha kalın olduğu izlenmiştir. Sürekli diş dentininde her iki materyal ile açık dentin kanallarının rezin uzantılar ile tıkandığı görülürken süt dişlerinde tübül ağzlarının tıkandığı ancak rezin uzantıların fazla olmadığı izlenmiştir. PLP materyalinin uygulandığı örneklerde ise her iki diş grubunda da rezin-dentin ara yüzeyinde belirgin bir boşluk oluştuğu gözlenmiştir.

Bütün bu bulgular ışığında; çalışmamızda total-etch sistemlerin hem süt hem de sürekli dişlerde self-etch sisteme göre daha başarılı olduğunu gözlemledik. Bu durum asitin, primerin ve bağlayıcı sistemin ayrı ayrı uygulanmasına ve dolayısıyla yeterli penetrasyon zamanının tanınmış olmasına bağlı olabilir. Aşamaların azaltıldığı bağlayıcı sistemlerin zaman tasarrufu sağladıkları ancak bağlayıcı sistemin etkili olabilmesi için belirli bir zamanın gerekli olduğu görülmüştür. Öte yandan self-etch sistemlerin özellikle çocuk hastalarda uygulama zamanının kısaltılması dolayısıyla kontaminasyonun minimuma indirilmesi gibi avantajları olabileceği de unutulmamalıdır. Dolayısıyla self-etch sistemlerde tek sefer uygulama yerine çoklu uygulamalar yapılması etkinlik açısından daha ileri çalışmalar ile denenebilir. Ancak çoklu uygulamaların da uygulama zamanını uzatacağı göz ardı edilmemelidir.

Süt dişlerinde daha düşük bağlanma değerlerinin elde edilmesi bu dişlerde asit uygulama zamanının daha kısa tutulması ve bu dişler için farklı bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesini akla getirmektedir. Bu durum yeni geliştirilen bağlayıcı sistemlerde ve klinik uygulamalarda göz önüne alınmalıdır.

Su içerikli SBMP ve etanol içerikli GCB uygulanan örnekler arasında bağlanma kuvvetleri açısından istatistiksel olarak belirgin farklılıklar gözlenmemiştir. Ancak materyallerin içeriklerinin ve bu içeriğe göre nemli ve kuru bağlanma gibi çeşitli tekniklerin kullanılmasının önemli olduğu unutulmamalıdır.

Sonuç olarak bu çalışmada bağlayıcı sistemlerin sürekli dişlerde daha güçlü bağlanma kuvveti göstermesi, süt ve sürekli dişlerin histolojik, morfolojik yapı farklılıklarına ve bağlayıcı sistemlerin sıklıkla sürekli dişler kullanılarak geliştirilmesine bağlı olabilir. Oysa pedodonti kliniklerindeki ihtiyaçların daha iyi karşılanabilmesi için, süt dişi dentin dokusunun histolojik ve morfolojik yapısı göz önüne alınarak, daha başarılı olacak bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesine ve daha ileri in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

ÖZET

Farklı Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Süt ve Sürekli Dişlerdeki Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Karşılaştırılması ve Rezin-Dentin Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Geçirmeli Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı; üç basamaklı total-etch, iki basamaklı total-etch ve tek basamaklı self-etch sisteme örnek olmak üzere farklı dentin bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli insan molar dişi dentinlerindeki bağlanma etkinliklerinin karşılaştırılmasıdır.

Bu amaçla süt ve sürekli diş gruplarına dişlerin yüzeyleri prepare edildikten sonra rastgele olmak üzere belirtilen farklı dentin bağlayıcı sistemler uygulanmış ve daha sonra bağlayıcı uygulanmış yüzeyler üzerine silindirik kalıplar içerisinde ışıkla sertleşen restoratif rezin materyal uygulanmıştır. Öncelikle makaslama bağlanma kuvvetlerinin elde edilebilmesi amacıyla örneklerle makaslama bağlanma kuvveti testi uygulanmıştır. Elde edilen değerler MPa cinsinden kaydedilmiştir. Daha sonrasında oluşan kırık yüzeyleri, stereomikroskopta incelenerek oluşan kırık tipleri tespit edilmiştir. Çalışmanın ikinci bölümünde, rezin-dentin arayüzünde oluşan hibrit tabakası ve rezin uzantıların incelenmesi amacıyla hazırlanan örnekler SEM ve TEM’de incelenmiştir.

Çalışmanın sonucunda makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçları ve incelenen kırık yüzeylerinin birbirlerini destekler nitelikte olduğu gözlenmiştir. Buna göre total-etch bağlayıcı sistemler hem süt hem de sürekli dişlerde self-etch bağlayıcı sisteme oranla daha başarılı bulunmuştur. TEM ve SEM’de yapılan incelemelerde de total-etch bağlayıcı sistemler ile hibrit tabakası oluşumu gözlenirken self-etch bağlayıcı sistemde belirgin bir boşluk oluşumu olduğu izlenmiştir. Bu durum total-etch sistemlerde her basamağın ayrı ayrı uygulanması dolayısıyla rezin için yeterli penetrasyon zamanının sağlanmasına bağlı olabilir. Ancak klinik uygulama adımlarını kısaltan self-etch bağlayıcı sistemlerin de avantajları olduğu ve daha ileri çalışmalarla geliştirilmelerinin faydalı olacağı sonucuna varılmıştır. Süt dişlerinde bağlanmanın sürekli dişlere nazaran daha başarısız olduğu gözlenmiş, bu durumda asit uygulama süresinin kısaltılması gibi farklı klinik uygulamaların yararlı olabileceği düşünülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Dentin bağlayıcı sistem, total-etch sistemler, self-etch sistemler, instron cihazı, makaslama bağlanma kuvveti, stereomikroskop, kırık tipleri, SEM, TEM.

SUMMARY

Comparison Of Different Dentin Bonding Agents' Shear Bond Strengths On Primary And Permanent Teeth and Investigation of The Resin-Dentin Interface By Scanning Electron Microscope (SEM) And Transmission Electron Microscope (TEM)

The aim of this study was to compare different dentin bonding agents' adhesive efficacy on human permanent and primary molar teeth dentin. A three-step, a two-step total-etch system and a self-etch system were used.

For this aim, different dentin bonding agents were applied on permanent and primary molar teeth dentin randomly after the surfaces of the teeth were prepared. Following this procedure light-curing restorative resin material were applied by the help of cylindrical molds on to the bonding agent applied dentin surfaces. Shear bond strength test was applied and the results were obtained in MPa. Occured fracture surfaces were investigated using a stereomicroscope and fracture types were obtained. In the second part of the study, prepared samples were investigated by the help of SEM and TEM in order to evaluate the formed hybrid layer and resin tags at the resin-dentin interface.

It was found that, the results of the shear bond strength test and the investigated fracture surfaces were in accordance with each other at the end of the study. According to this, total-etch bonding agents were found to be more successful than the self-etch bonding agent both in permanent and primary teeth. Corroborating this while hybrid layer formation was observed with total-etch systems, an obvious gap formation was seen with the self-etch system during the investigations with SEM and TEM. This may due to the separate application steps of the total-etch systems and at the same time obtaining the enough penetration time for the resin. But at the same time it was concluded that, self-etch systems which shorten the clinical application steps have also got their own advantages, so further studies dealing with the development of these agents would also be helpful. Adhesion to primary teeth were found to be less successful when compared with permanent teeth and it was decided that different clinical applications like shortened acid etching application periods could be helpful.

Key Words: Dentin bonding agent, total-etch systems, self-etch systems, instron device, shear bond strength, stereomicroscope, fracture types, SEM, TEM.

KAYNAKLAR

- ABATE, P.F., ZAHRA, V.N., MACCHI, R.L. (2001). Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent.* **86**: 632–635.
- AGOSTINI, F.G., KAADEN, C., POWERS, J.M (2001). Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent.* **23(6)**: 481–486.
- AL QAHTANI, M.Q., PLATT, J.A., MOORE, B.K., COCHRAN, M.A. (2003). The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent.* **28(3)**: 287–296.
- AL-EHAIDEB, A., MOHAMMED, H. (2000). Shear bond strength of "one bottle" dentin adhesives. *J Prosthet Dent.* **84(4)**: 408–412.
- ALMUAMMAR, M.F., SCHULMAN, A., SALAMA, F.S. (2001). Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent.* **25(3)**: 221–225.
- aL-SALEHI, S.K., BURKE, F.J. (1997). Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* **28**: 717–723
- AQUILINO, S.A., WILLIAMS, V.D., SVARE, C.W. (1987). The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dent Mater.* **3**: 131-135. In: RUEGGEBERG, F.A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure-Review of the literature. *Dent Mater.* **7**: 2–10.
- ARAUJO, F.B., GARCIA-GODOY, F., ISSAO, M. (1997). A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. *Pediatr Dent.* **19(4)**: 253–257.
- ARMSTRONG, S.R., KELLER, J.C., BOYER, D.B. (2001). The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater.* **17(3)**: 268–276.
- ASAKAWA, T., MANABE, A., ITOH, K., INOUE, M., HISAMITU, H., SASA R. (2001). Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* **25(3)**: 231–236.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* **14(1)**: 51–56.
- ASMUSSEN, E., UNO, S. (1992). Adhesion of restorative resins to dentin, chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent.* (**suppl 5**): 68–74.
- ATEYAH, N., AKPATA, E. (2000). Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Oper Dent.* **25(3)**: 216–222.
- BARKMEIER, W.W., COOLEY, R.L. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent.* **suppl 5**: 50–61.

- BAYNE, S.C., THOMPSON, J.Y., SWIFT, E.J., STAMATIADIS, P., WILKERSON, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *JADA*. **129(5)**: 567–577.
- BERTACCHINI, S.M., ABATE, P.F., BLANK, A., BAGLIETO, M.F., MACCHI, R.L. (1999). Solubility and fluoride release in ionomers and compomers. *Quintessence Int.* **30(3)**: 193–197.
- BERTOLOTI, R.L. (1992). Conditioning of the dentin substrate. *Oper Dent. suppl* **5**: 131–136.
- BONILLA, E.D., STEVENSON, R.G 3rd., YASHAR, M., CAPUTO, A.A. (2003). Effect of application technique and dentin bonding agent interaction on shear bond strength. *Oper Dent.* **28(5)**: 568–573.
- BORDIN-AYKROYD, S., SEFTON, J., DAVIES, E.H. (1992). In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dent Mater.* **8(2)**: 74–78.
- BOUILLAGUET, S., GYSI, P., WATAHA, J.C., CIUCCHI, B., CATTANI, M., GODIN, C., MEYER, J.M. (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. *J Dent.* **29(1)**: 55–61.
- BOUVIER, D., DUPREZ, J.P., NGUYEN, D., LISSAC, M. (1993). An in vitro study of two adhesive systems: third and fourth generations. *Dent Mater.* **9(6)**: 365–369.
- BURKE, F.J., CHEUNG, S.W., MJÖR, I.A., WILSON, N.H. (1999). Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. *Quintessence Int.* **30(4)**: 234–242.
- BURROW, M.F., NOPNAKEEPPONG, U., PHRUKKANON, S. (2002). A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater.* **18(3)**: 239–245.
- BURROW, M.F., SATOH, M., TAGAMI, J. (1996). Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater.* **12(5)**: 302–307.
- BURROW, M.F., TAKAHURA, H., NAKAJIMA, M., INAI, N., TAGAMI, J., TAKATSU, T. (1994). The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater.* **10(4)**: 241–246.
- BÜYÜKÖZTÜRK, Ş. (2002). Veri analizi el kitabı. *Ankara Pegem A Yayınları*. s:44–50
- CAL-NETO, J.O., MIRANDA, M.S., DIAS, K.R. (2004). Comparative SEM evaluation of penetration of adhesive systems in human dentin with a non-rinse conditioner and a self-etching primer. *Braz Dent J.* **15(1)**: 19–25.
- CARDOSO, P.E., BRAGA, R.R., CARRILHO, M R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* **14(6)**: 394–398.
- CHARLTON, D.G., BEATTY, M.W. (1994). The effect of dentin surface moisture on bond strength to dentin bonding agents. *Oper Dent.* **19(4)**: 154–158.

CHESCOE, D., GOODHEW, P. (1990). The operation of transmission and scanning electron microscopes. *Royal Microscopical Society: Oxford Science Publications*.

CHRISTENSEN, G.J. (2001). Self-etching primers are here. *JADA*. **132**(7): 1041–1043.

COURSON, F., BOUTER, D., RUSE, N.D., DEGRANGE, M. (2005). Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil*. **32**(4): 296–303.

DAVIDSON, C.L., de GEE, A.J. (1984). Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. **63**(2): 146–148.

DAVIDSON, C.L., de GEE, A.J., FEILZER, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. **63**(12): 1396–1399.

DAYANGAÇ, B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd Şti, Ankara.

DE MUNCK, J., VAN LANDUYT, K., PEUMANS, M., POITEVIN, A., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VAN MEERBEEK, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. **84**(2): 118–132.

DIETSCHI, D., HERZFELD, D. (1998). In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* **106**(6): 1033–1042.

DUKE, E.S. (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am*. **37**(3): 329–340.

DUNN, J.R. (2003). iBond: the seventh-generation, one-bottle dental bonding agent. *Compend Contin Educ Dent*. **24**(Suppl 2): 14–18.

EICK, J.D., ROBINSON, S.J., COBB, C.M., CHAPPELL, R.P., SPENCER, P. (1992). The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion 2. *Quintessence Int*. **23**(1): 43–51.

eL KALLA, I.H., GARCIA-GODOY, F. (1998). Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. *J Dent Child*. **65**(3):169–176.

ELIADES, G. (1994). Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *J Dent*. **22**(2): 73–81.

ELIADES, G., VOUGIOUKLAKIS, G., PALAGHIAS, G. (1999). Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater*. **15**(5): 310–317.

ELKINS, C.J., McCOURT, J.W. (1993). Bond strength of dentinal adhesives in primary teeth. *Quintessence Int*. **24**(4): 271–273.

ERICKSON, R.L. (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*. **suppl 5**: 81–94.

- FAGAN, T.R., CRALL, J.J., JENSEN, M.E., CHALKLEY, Y., CLARKSON, B. (1986). A comparison of two dentin bonding agents in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. **8(3)**: 144–146.
- FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. **66(11)**: 1636–1639
- FERRARI, M., DAVIDSON, C.L. (1996). In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of the two adhesive systems. *J Prosthet Dent*. **76(3)**: 250–253.
- FRANKENBERGER, R., KRAMER, N., PETSCHLT, A. (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*. **25(4)**: 324–330.
- FRANKENBERGER, R., PERDIGAO, J., ROSA, B.T., LOPES, M. (2001). "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*. **17(5)**: 373–380.
- FRIEDMAN, M.J. (2001). Composite materials in restorative dentistry. Interview by Mark J. Friedman. *Compend Contin Educ Dent*. **22(8)**: 666–672.
- FUSAYAMA, T., NAKAMURA, M., KUROSAKI, N., IWAKU, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*. **58(4)**: 1364–1370.
- GALLO, J.R., BURGESS, J.O., XU, X. (2001a). Effect of delayed application on shear bond strength of four fifth-generation bonding systems. *Oper Dent*. **26(1)**: 48–51.
- GALLO, J.R., COMEAUX, R., HAINES, B., XU, X., BURGESS, J.O. (2001b). Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Oper Dent*. **26(1)**: 44–47.
- GARCIA-GODOY, F., DONLY, K.J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*. **24(5)**: 462–464.
- GONCALVES, M., PECORA, J.D., VINHA, D., SILVA, R.S. (1997). Surface tension of different dentin bonding resin systems. *Braz Dent J*. **8(1)**: 43–47.
- GORDAN, V.V., VARGAS, M.A COBB, D.S., DENEHY, G.E. (1998). Evaluation of acidic primers in microleakage of class 5 composite resin restorations. *Oper Dent*. **23(5)**: 244–249
- GÖKALP, S., KİREMİTÇİ, A. (2001). Dentin adezivler 2000. *H.Ü. Diş Hek Fak Derg* **25**: 44–51.
- GREGOIRE, G.L., AKON, B.A., MILLAS, A. (2002). Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*. **87(6)**: 633–641.
- GUGGENBERGER, R., MAY, R., STEFAN, K.P. (1998). New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*. **19(6)**: 479–483.
- GWINNETT, A.J. (1993). Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* **6(1)**: 7-9. In: NAKABAYASHI, N., PASHLEY, H.D. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing Co Ltd, Tokyo, 1998.

- HANNIG, M., REINHARDT, K.J., BOTT, B. (1999). Self-etching primers vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent.* **24**(3): 172–180.
- HANSEN, E.K., ASMUSSEN, E. (1997). Improved efficacy of dentin-bonding agents. *Eur J Oral Sci* **105**(5 Pt 1): 434–439.
- HARASHIMA, I., HIRASAWA, T. (1990). Adsorption of 2-hydroxyethyl methacrylate on dentin from aqueous solution. *Dent Mater.* **9**(1): 36–46.
- HASEGAWA, T., ITOH, K., KOIKE, T., YUKITANI, W., HISAMITSU, H., WAKUMOTO, S., FUJISHIMA, A. (1999). Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. *Oper Dent.* **24**(6): 323–330.
- HASEGAWA, T., RETIEF, D.H., RUSSELL, C.M., DENYS, F.R. (1995). Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J Prosthet Dent.* **73**(5): 432–438.
- HAYAKAWA, T., NEMOTO, K., HORIE, K. (1995). Adhesion of composite to polished dentin retaining its smear layer. *Dent Mater.* **11**(3): 218–222.
- HEYMANN, H.O., BAYNE, S.C. (1993). Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *JADA.* **124**(5): 27–36.
- HIRAYAMA, A., YAMADA, M., MIAKE, K. (1986). An electron microscopic study on dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa-Gakuho* **86**(6): 1021–1031. In: MAZZEO N., OTT N.W., HONDRUM S.O. (1995). Resin bonding to primary teeth using three adhesive systems. *Pediatr Dent.* **17**: 112–115.
- IBARRA, G., VARGAS, M.A., ARMSTRONG, S.R., COBB, D.S. (2002). Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent.* **4**(2): 115–124. In: SENSI, L.G., LOPES, G.C., MONTEIRO, S., BARATIERI, L.N., VIEIRA, L.C. (2005). Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent.* **30**(1): 63–68.
- INOUE, S., VAN MEERBEEK, B., ABE, Y., YOSHIDA, Y., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G., SANO, H. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater.* **17**(5): 445–455.
- JACOBSEN, T., SODERHOLM, K.J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater.* **11**(2): 132–136.
- JOYNT, R.B., DAVIS, E.L., WIECZKOWSKI, G., YU, X.Y. (1991). Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent.* **16**(5): 186–191.
- JUMLONGRAS, D., WHITE, G.E. (1997). Bond strengths of composite resin and compomers in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* **21**(3): 223–229.
- KAADEN, C., POWERS, J.M., FRIEDL, K.H., SCHMALZ, G. (2002). Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig.* **6**(3): 155–160.

KAADEN, C., SCHMALZ, G., POWERS, J.M. (2003). Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clin Oral Investig.* **7**(4): 235–240.

KANCA, J. 3rd (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int.* **23**(1): 39–41.

KİREMİTÇİ, A., YALÇIN, F., GÖKALP, S. (2004). Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int.* **35**(5): 367–370.

KONISHI, N., WATANABE, L.G., HILTON, J.F., MARSHALL, G.W., MARSHALL, S.J., STANINEC, M. (2002). Dentin shear strength: effect of distance from the pulp. *Dent Mater.* **18**(7): 516–520.

KOUTSI, V., NOONAN, R.G., HORNER, J.A., SIMPSON, M.D., MATTHEWS, W.G., PASHLEY, D.H. (1994). The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent.* **16**(1): 29–35.

KREJCI, I., HAUSLER, T., SAGESSER, D., LUTZ, F. (1994). New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater.* **10**(5): 331–335.

KUGEL, G., FERRARI, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *JADA.* **131**(suppl): 20–25.

LACY, A.M., YOUNG, D.A. (1996). Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatr Dent.* **18**(7): 469–478.

LATTA, M.A., BARKMEIER, W.W. (1998). Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* **42**(4): 567–577.

LEINFELDER, K.F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am.* **45**(1): 1–6.

LEINFELDER, K.F., KURDZIOLEK, S.M. (2003). Self-etching bonding agents. *Compend Contin Educ Dent.* **24**(6): 447–454.

LOPES, G.C., BARATIERI, L.N., dE ANDRADA, M.A., VIEIRA, L.C. (2002). Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* **33**(3): 213–224.

LOPES, G.C., CARDOSO, P.C., VIEIRA, L.C., BARATIERI, L.N., RAMPINELLI, K., COSTA, G. (2006). Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Dent J.* **17**(1): 39–43.

LUCENA-MARTIN, C., GONZALES-RODRIGUEZ, M.P., FERRER-LUQUE, C.M., ROBLES-GIJON, V., NAVAJAS, J.M. (1999). Study of the shear bond strength of one-component adhesives under simulated pulpal pressure. *Oper Dent.* **24**(2): 73–80.

MACARI, S., GONCALVES, M., NONAKA, T., SANTOS, J.M. (2002). Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J.* **13**(1): 33–38

MARSHALL, G.W. Jr. (1993). Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence Int.* **24**(9): 606–617.

- MARSHALL, G.W., MARSHALL, S.J., KINNEY, J.H., BALOOCH, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* **25(6)**: 441–458.
- MASON, P.N., FERRARI, M., CAGIDIACO, M.C., DAVIDSON, C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent.* **24(3)**: 217–222.
- MAZZEO, N., OTT, N.W., HONDRUM, S.O. (1995). Resin bonding to primary teeth using three adhesive systems. *Pediatr Dent.* **17(2)**: 112–115.
- McLEAN, J.W. (1996). Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. *Quintessence Int.* **27(10)**: 659–667.
- MEYER, J.M., CATTANI-LORENTE, M.A., DUPUIS, V. (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials.* **19(6)**: 529–539.
- MILIA, E., SANTINI, A. (2003). Ultrastructural transmission electron microscopy (TEM) study of hybrid layers formed beneath a one-bottle adhesive system using the total-etch technique and a self-etching system. *Quintessence Int.* **34(6)**: 447–452.
- MITCHEM, J.C., GRONAS, D.G. (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *JADA.* **113(2)**: 285–287.
- MJÖR, I. A., WILSON, N.H. (1998). Teaching class I and class II direct composite restorations: results of a survey of dental schools. *JADA.* **129(10)**: 1415–1421.
- MOLL, K., FRITZENSCHAFT, A., HALLER, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quintessence Int.* **35(10)**: 845–852.
- MUNKSGAARD, E.C., ASMUSSEN, E. (1984). Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res.* **63(8)**: 1087–1089.
- MUNKSGAARD, E.C., IRIE, M., ASMUSSEN, E. (1985). Dentin-polymer bond promoted by gluma and various resins. *J Dent Res.* **64(12)**: 1409–1411.
- NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D.J. (1998). Hybridization of dental hard tissues. *Quintessence Publishing Co Ltd, Tokyo*
- NAKAJIMA, M., SANO, H., ZHENG, L., TAGAMI, J., PASHLEY, D.H. (1999). Effect of moist vs dry bonding to normal vs caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res.* **78(7)**: 1298–1303.
- NAUGHTON, W.T., LATTA, M.A. (2005). Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int.* **36(4)**: 259–262.
- NIKAIDO, T., KUNZELMANN, K.H., CHEN, H., OGATA, M., HARADA, N., YAMAGUCHI, S., COX, C.F., HICKEL, R., TAGAMI, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* **18(3)**: 269–275.

- NOR, J.E., FEIGAL, R.J., DENNISON, J.B., EDWARDS, C.A. (1996). Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res.* **75**(6): 1396–1403.
- NOR, J.E., FEIGAL, R.J., DENNISON, J.B., EDWARDS, C.A. (1997). Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent.* **19**(4): 246–252.
- OBERLANDER, H., FRIEDL, K.H., SCHMALZ, G. (2001). Bond strength of polyacid-modified resins using a new one-step adhesive system. *Oper Dent.* **26**: 127–133.
- OGATA, M., HARADA, N., YAMAGUCHI, S., NAKAJIMA, M., TAGAMI, J. (2002). Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent.* **27**(5): 447–454.
- ÖLMEZ, A., ÖZTAŞ, N., BAŞAK, F., ERDAL, S. (1998). Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* **22**(4): 293–298.
- ÖZTAŞ, N., ÖLMEZ, A., (2005). Effects of one versus two applications of a self-etching adhesive to dentin of a primary teeth: a SEM study. *J Cont Dent Pract.* **15**; **6**(1): 1–7.
- ÖZYURT, P., ULUSOY, N. (1999). Dentin bonding ajanların dentine penetrasyonu: SEM çalışması. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg* **26**(1): 1–8.
- PASHLEY, D.H., CARVALHO, R.M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* **25**(5): 355–372.
- PASHLEY, D.H., CIUCCHI, B., SANO, H., HORNER, J.A. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* **24**(9): 618–631
- PASHLEY, D.H., HORNER, J.A., BREWER, P.D. (1992). Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent. Suppl* **5**: 137–150.
- PASHLEY, D.H., MICHELICH, V., KEHL, T. (1981). Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent.* **46**(5): 531–537.
- PASHLEY, D.H., SANO, H., CIUCCHI, B., YOSHIYAMA, M., CARVALHO, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* **11**(2): 117–125.
- PASHLEY, E.L., AGEE, K.A., PASHLEY, D.H., TAY, F.R. (2002). Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent.* **30**(2-3): 83–90.
- PAUL, S.J., WELTER, D.A., GHAZI, M., PASHLEY, D. (1999). Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs. microtensile bond strength. *Oper Dent.* **24**(3): 181–188.
- PERDIGAO, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am.* **46**(2): 277–301.
- PERDIGAO, J., FRANKENBERGER, R. (2001). Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int.* **32**(5): 385–390.

- PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VAN MEERBEEK, B., TOME, R., VANHERLE, G., LOPES, A.B. (1996). Morphological field emission- SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater.* **12(4)**: 262–271.
- PERDIGAO, J., MAY, KN., WILDER, AD., LOPES, M. (2000). The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent.* **25(3)**: 186–194.
- PERDIGAO, J., SWIFT, E.J., DENEHY, G.E., WEFEL, J.S., DONLY, K.J. (1994). In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res.* **73(1)**: 44–55.
- PERDIGAO, J., SWIFT, E.J., LOPES, G.C. (1999a). Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int.* **30(12)**: 819–823.
- PERDIGAO, J., VAN MEERBEEK, B., LOPES, M.M., AMBROSE, W.W. (1999b). The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater.* **15(4)**: 282–295.
- PERINKA, L., SANO, H., HOSODA, H. (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater.* **8(4)**: 229–233.
- POWERS, J.M., O'KEEFE, K.L., PINZON, L.M. (2003). Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology.* **91(1)**: 1–6.
- PRATI, C., CHERSONI, S., MONGIORGI, R., PASHLEY, D.H. (1998). Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent.* **23(4)**: 185–194.
- PRATI, C., FERRIERI, P., GALLONI, C., MONGIORGI, R., DAVIDSON, C.L. (1995). Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *J Dent.* **23(4)**: 217–226.
- PRICE, R.B., DERAND, T., ANDREOU, P., MURPHY, D. (2003). The effect of configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* **24(6)**: 1013–1021.
- PRICE, R.B., HALL, G.C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int.* **30(2)**: 122–134.
- RETIEF, D.H., DENYS, F.R. (1989). Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* **2**: 133–144.
- RETIEF, D.H. (1992). Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent.* **suppl 5**: 44–49.
- ROSA, B.T., PERDIGAO, J. (2000). Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int.* **31(5)**: 353–358.
- ROSALES, J.I., MARSHALL, G.W., MARSHALL, S.J., WATANABE, L.G., TOLEDANO, M., CABRERIZO, M.A., OSORIO, R. (1999). Acid-etching and hydration influence on dentin roughness and wettability. *J Dent Res.* **78(9)**: 1554–1559.
- RUEGGEBERG, F.A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure-Review of the literature. *Dent Mater.* **7(1)**: 2–10.

- SALAMA, F.S. (1994). Gluma bond strength to the dentin of primary molars. *J Clin Pediatr Dent.* **19(1)**: 35–40.
- SALAMA, F.S., TAO, L. (1991). Comparison of Gluma bond strength to primary vs. permanent teeth. *Pediatr Dent.* **13(3)**: 163–166.
- SALES, D., SAE-LEE, D., MATSUYA, S., ANA, I.D. (2003). Short-term fluoride and cations release from polyacid-modified composites in a distilled water, and an acidic lactate buffer. *Biomaterials.* **24(10)**: 1687–1696.
- SANO, H., CIUCCHI, B., MATTHEWS, W.G., PASHLEY, D H. (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res.* **73(6)**: 1205–1211.
- SANO, H., YOSHIKAWA, T., PEREIRA, P.N., KANEMURA, N., MORIGAMI, M., TAGAMI, J., PASHLEY, D.H. (1999). Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res.* **78(4)**: 906–911.
- SANO, H., TAKATSU, T., CIUCCHI, B., HORNER, J.A., MATTHEWS, W G., PASHLEY, D.H. (1995). Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* **20(1)**: 18–25.
- SASAKI, T., GARANT, P.R. (1996). Structure and organization of odontoblasts. *Anat. Rec.* **245(2)**: 235–249.
- SATTABANASUK, V., SHIMADA, Y., TAGAMI, J. (2004). The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent.* **29(3)**: 333–341.
- SCHNEIDER, B.T., BAUMANN, M.A., WATANABE, L.G., MARSHALL, G.W. (2000). Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater.* **16(1)**: 15–19.
- SCHUPBACH, P., KREJCI, I., LUTZ, F.. (1997). Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* **105(4)**: 344–352.
- SENAWONGSE, P., HARNIRATTISAI, C., SHIMADA, Y., TAGAMI, J. (2004). Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent.* **29(2)**: 196-202.
- SENGÜN, A., ÜNLÜ, N., ÖZER, F., ÖZTÜRK, B. (2002). Bond strength of five current adhesives to caries-affected dentin. *J Oral Rehabil.* **29(8)**: 777–781.
- SENSI, L.G., LOPES, G.C., MONTEIRO, S., BARATIERI, L.N., VIEIRA, L.C. (2005). Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent.* **30(1)**: 63-68.
- SHASHIKIRAN, N.D., GUNDA, S., SUBBA REDDY, V.V. (2002): Comparison of resin-dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* **20(4)**: 124–131.
- SHIMADA, Y., TAGAMI, J. (2003). Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* **28(1)**: 20–27.

- STACKHOUSE, J.A., KRISTOL, D.S., VON HAGEN, S., RAO, G. (1986). Effect of dentin location and post extraction time on TDI/dentin bond strength. *J Dent Res.* **65**: 812 abstract(776).
- STANINEC, M., KAWAKAMI, M. (1993). Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater.* **9**(3): 204–208.
- SULIMAN, A.A., BOYER, D.B., LAKES, R.S. (1993). Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater.* **9**(1): 6–10.
- SUMIKAWA, D.A., MARSHALL, G.W., GEE, L., MARSHALL, S.J. (1999). Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent.* **21**(7): 439–444.
- SWIFT, E.J. (1998). Bonding systems for restorative materials-a comprehensive review. *Pediatr Dent.* **20**(2): 80-84.
- SWIFT, E.J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* **24**(5): 456–461.
- SWIFT, E.J., PERDIGAO, J., HEYMANN, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.* **26**(2): 95–110.
- SWIFT, E.J., WILDER, A.D., MAY, K.N., WADDELL, S.L. (1997). Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. *Oper Dent.* **22**(5): 194–199.
- TANUMIHARJA, M., BURROW, M.F., TYAS, M.J. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater.* **16**(3): 180–187.
- TAY, F.R., GWINNETT, J.A., WEI, S.H. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater.* **12**(4): 236–244.
- TAY, F.R., GWINNETT, A.J., PANG, K.M., WEI, S.H. (1994). Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. *J Dent.* **73**(3): 629–636.
- TAY, F.R., GWINNETT, A.J., WEI, S.H. (1998). Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J. Dent.* **26**(2): 147–156.
- TELLES, P.D.S, APARECIDA, M., MACHADO, M., NOR, J.E. (2001). SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent.* **23**(4): 315–320
- TITLEY, K., CALDWELL, R., KULKARNI, G. (2003). Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent.* **16**(2): 120–124.
- TORRES, C.P., CICCONE, J.C., RAMOS, R.P., CORONA, S.A., PALMA-DIBB, R.G., BORSATTO, M.C. (2005). Tensile bond strength of self-etching adhesive systems to primary dentin. *Am J Dent.* **18**(6): 327–332.
- TRIOLO, P.T., SWIFT, E.J. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater.* **8**(6): 370–374.

- TRIOLO, P.T., SWIFT, E.J., BARKMEIER, W.W. (1995). Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent.* **20**(2): 46–50.
- TYAS, M.J., BURROW, M.F. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J.* **49**(3): 112–121.
- UEKUSA, S., YAMAGUCHI, K., MIYAZAKI, M., TSUBOTA, K., KUROKAWA, H., HOSOYA, Y. (2006). Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent.* **31**(5): 569–576.
- UNO, S., FINGER, W.J. (1995). Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int.* **26**(10): 733–738.
- VAN MEERBEEK, B., DE MUNCK, J., YOSHIDA, Y., INOUE, S., VARGAS, M., VIJAY, P., VAN LANDUYT, K., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* **28**(3): 215–235.
- VAN MEERBEEK, B., INOUE, S., PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2001a). Enamel and dental adhesion. In SCHWARTZ, R.S., SUMMITT, J.B., ROBBINS, J.W., DOS SANTOS, J.J. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. 2001 Quintessence Publishing Co, Ltd. Illinois. s: 178–235.
- VAN MEERBEEK, B., LAMBRECHTS, P., INOKOSHO, S., BRAEM, M., VANHERLE, G. (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent. suppl* **5**: 111–124.
- VAN MEERBEEK, B., PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1998a). The clinical performance of adhesives. *J Dent.* **26**(1): 1–20.
- VAN MEERBEEK, B., PEUMANS, M., VERSCHUEREN, M., GLADYS, S., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res.* **73**(11): 1690–1702.
- VAN MEERBEEK, B., VARGAS, M., INOUE, S., YOSHIDA, Y., PEUMANS, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2001b). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent. suppl.* **6**: 119–144.
- VAN MEERBEEK, B., YOSHIDA, Y., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G., DUKE, E.S., EICK, J.D., ROBINSON, S.J. (1998b). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res.* **77**(1): 50–59.
- VAN MEERBEK, B., DHEM, A., GORET-NICAISE, M., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* **72**(2): 495–501.
- VAN NOORT, R. (1994). Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination -a personal view. *J Dent.* **22**(Suppl 1): 4–8.
- VAN NOORT, R., NOROOZI, S., HOWARD, I.C., CARDEW, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent.* **17**(2): 61–67.

- VARGAS, M.A., COBB, D.S., ARMSTRONG, S.R. (1997). Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent.* **22(4)**: 159–166
- VELAZQUEZ, E., VAIDYANATHAN, J., VAIDYANATHAN, T.K., HOUP, M., SHEY, Z., VON HAGEN, S. (2003). Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence Int.* **34(7)**: 548–555.
- VERMEERSCH, G., LELOUP, G., VREVEN, J. (2001). Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil.* **28(1)**: 26–32.
- VERSLUIS, A., TANTBIROJN, D., DOUGLAS, W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin?. *J Dent Res.* **76 (6)**: 1298–1307.
- VIJAYARAGHAVAN, T.V., HSIAO, J.Y., MOSS, S.J. (1995). Evaluation of a no-rinse enamel conditioning prior to sealant application: an in vitro study of comparison to traditional etching technique. *Pediatr Dent.* **17(4)**: 301–304.
- WAKEFIELD, C.W., KOFFORD, K.R. (2001). Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* **45(1)**: 7–29.
- WALSHAW, P.R., Mc COMB, D. (1996). Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int.* **27(9)**: 619–625.
- WALSHAW, P.R., Mc COMB, D. (1994). SEM evaluation of the resin-dentin interface with proprietary bonding agents in human subjects. *J Dent Res.* **73(5)**: 1079–1087.
- WALSHAW, P.R., Mc COMB, D. (1995). SEM characterization of the resin-dentine interface produced in vivo. *J Dent.* **23(5)**: 281–287.
- WATANABE, L.G., MARSHALL, G.W., MARSHALL, S.J. (1996). Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater.* **12(2)**: 109–115.
- WILLIAMS, V.D., SVARE, C.W. (1985). The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J Dent Res.* **64(2)**: 151–154.
- YALUĞ, S. (1999). Dentin adeziv sistemlerin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması. *G.Ü. Diş Hek Fak Derg* **16(3)**: 41–49.
- YANEZ, M., BARBOSA, S.E. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech.* **61(5)**: 463–468.
- YEŞİLYURT, C., BULUCU, B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *J Cont Dent Prac.* **7(2)**: 26–36.
- YOSHIDA, Y., VAN MEERBEEK, B., NAKAYAMA, Y., SNAUWAERT, J., HELLEMANS, L., LAMBRECHTS P., VANHERLE, G., WAKASA, K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* **79(2)**: 709–714.
- YOSHIYAMA, M., CARVALHO, R.M., SANO, H., HORNER, J.A., BREWER, P.D., PASHLEY, D.H. (1996). Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent.* **24(6)**: 435–442.

YOSHIYAMA, M., MATSUO, T., EBISU, S., PASHLEY, D. (1998). Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent.* **26**(7): 609–616.

ZHANG, Y., AGEE, K., NOR, J., CARVALHO, R., SACHAR, B., RUSSELL, C., PASHLEY, D. (1998). Effects of acid-etching on the tensile properties of demineralized dentin matrix. *Dent Mater.* **14**(3): 222–228.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı: Barış KARABULUT
 Doğum Yeri ve Tarihi: Çorlu, 1975
 Uyuşu: TC
 Medeni Durumu: Evli
 İletişim Adresi ve Telefonu: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
 Pedodonti Ana Bilim Dalı. 532-6355214.

II. Eğitimi:

Doktora: A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi (2001–2007)
 Üniversite: A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi (1993–1998)
 Lise: Ankara Atatürk Anadolu Lisesi (1990–1993)
 Ortaokul: Ankara Atatürk Anadolu Lisesi (1987–1990)
 İlkokul: Namık Kemal İlkokulu (1982–1987)

Yabancı Dili: İngilizce

III. Bilimsel İlgi Alanları

Poster:

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğrencilerinde, kas-iskelet sistemi bozukluklarının prevalansı. Pedodonti 14. Ulusal Kongresi Mayıs 2005 Kemer/Antalya. DALCI, K., KARABULUT, B., KARABULUT, C.D.C., ARGUN, D.

IV. Bilimsel Etkinlikleri

Diş Hekimliğinde Travmatik Yaralanmalar/ J.O. Andreasen, Kasım 2001, Selçuk Üniversitesi, KONYA.