

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

**SÜT DİŞİ DENTİNİNE BAĞLAYICI AJAN UYGULANMASI  
SIRASINDA TÜKÜRÜK KONTAMİNASYONUNUN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Ayça Tuba ULUSOY**

**Pedodonti Programı  
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA  
2007**

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

**SÜT DİŞİ DENTİNİNE BAĞLAYICI AJAN UYGULANMASI  
SIRASINDA TÜKÜRÜK KONTAMİNASYONUNUN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Ayça Tuba ULUSOY**

**Pedodonti Programı  
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Seval ÖLMEZ**

**ANKARA  
2007**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼'ne:

Bu alışma j¼rimiz tarafından Pedodonti Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

J¼ri Başkanı /

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Seval ¼lmez  
Hacettepe niversitesi

¼ye: Doç. Dr. Meryem Tekçiçek  
Hacettepe niversitesi

¼ye: Doç. Dr. Zafer C. ehreli  
Hacettepe niversitesi

¼ye: Doç. Dr. Melek Turgut  
Hacettepe niversitesi

¼ye: Prof. Dr. ¼zlem Tulunoğlu  
Gazi Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisans¼st¼ Eğitim- ¼ęretim ve Sınav Y¼netmelięi'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki j¼ri ¼yeleri tarafından uygun g¼r¼lm¼ř ve Enstit¼ Y¼netim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. Orer  
Enstit¼ M¼d¼r¼

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım günden bu tezin bitimine kadar süreçte değerli katkıları ve desteğinden ötürü sayın danışmanım ve bölüm başkanım Prof. Dr. Seval Ölmez'e,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki doktora eğitimim ve tezimin hazırlanma sürecindeki her adımda değerli bilgilerini cömertçe paylaştığı için sayın hocam Doç. Dr. Zafer C. Çehrelî ile yardımlarını ve katkılarını benden esirgemediği bir aile sıcaklığı ile hep yanımda olan değerli hocalarım Prof. Dr. Nil Altay, Doç. Dr. Meryem Tekçiçek, Doç. Dr. Atilla S. Ataç, Doç. Dr. Melek Turgut ve Doç. Dr. Cem Güngör'e,

Doktora öğrencisi olarak başladığım ilk günden itibaren göstermiş olduğu sevgisi ve sonsuz desteği için Prof. Dr. Yıldız Batırbaygil'e,

Doktora eğitimi alma kararımda bana destek olan ve güvenlerini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocalarım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Rektörü Prof. Dr. Ferit Bernay ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Hülya Köprülü'ye,

Birlikte olmaktan büyük zevk duyduğum ve her zaman özlemle anacağım çalışma arkadaşlarım Dr. Ayşegül Adalığ, Dr. Tahsin Demir, Dr. Harun Canoğlu, Dr. Nihal Çetin, Dr. Burcu Zülfikaroğlu, Dr. Bülent Büyükgüral, Dt. Esin Püşman, Dt. Ebru Canoğlu, Dt. Berna Okay, Dt. Tülin İleri ve Dt. Seçil Bektaş'a,

Doktora eğitimime kabul edildiğim günden beri sevgi ve destekleri ile hep yanımda olan ve bundan sonrada birlikte çalışmaktan hep heyecan duyacağım değerli dostlarım Dt. Sezin Sezgin, Dt. Bengi Topaloğlu'na

Bana gösterdikleri sıcak sevgileri ile hep evimde olduğumu hissettiren pedodonti ailesinin değerli üyeleri Aysun Usta, Yılmaz Özkök, Özlem Kale, Gülçin Turan, Pınar Kül, Aysel Delikaya, Feyza Çeper, Güzide Semerci, Mehtap Bilgin'e, İçten sevgilerini hep yanımda hissettiğim Tan Karakoç ve ailesine,

Hayatımın her aşamasında bana destek olan, beni canlarından çok seven hayatımı onları onurlandırmak için adadığım canım babam Prof. Dr. A. Naki Ulusoy, annem Safiye Ulusoy ve canımdan çok sevdiğim kardeşim Av. Z. Duygu Ulusoy'a hayatımda hep oldukları ve hep olacakları için,

Tüm Kalbimle Sonsuz Teşekkür Ederim.

## ÖZET

**Ulusoy A.T., Süt Dişı Dentinine Bağlayıcı Ajan Uygulanması Sırasında Tükürük Kontaminasyonunun Bağlanma Dayanımına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Programı Doktora Tezi, Ankara, 2007.**

Bu araştırmada, tükürük kontaminasyonunun üç dentin bağlayıcı sistemin süt dişı dentinine bağlanmasına etkisinin mikro-gerilimsel bağlanma kuvvet testi uygulanarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın ikinci bölümünde diş-adeziv kırılma ara yüzeyleri tarama elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak morfolojik olarak değerlendirilmiştir. Araştırmamızda öncelikle 60 adet çürüksüz süt molar dişin uzun aksına dik ve okluzal pitin 2 mm apikalinden geçecek şekilde kesiler yapılarak yüzeyel dentinler açığa çıkarılmıştır. Daha sonra dişler rastgele altı gruba ayrılmıştır: 1(Deney): total pürüzlendirme+ tükürük kontaminasyonu+ Prime&Bond NT+ TPH 2 (Kontrol): total pürüzlendirme+ Prime&Bond NT+ TPH 3 (Deney): Clearfil Protect Bond primer+ tükürük kontaminasyonu+ Clearfil Protect Bond adeziv+ Clearfil AP-X 4 (Kontrol): Clearfil Protect Bond primer+ Clearfil Protect Bond adeziv+ Clearfil AP-X 5 (Deney): I Bond+ tükürük kontaminasyonu+ I Bond+ Charisma 6: I Bond+ I Bond+ Charisma. Bağlanma dayanım testi için dişlerden bağlantı ara yüzeyleri yaklaşık 1 mm<sup>2</sup>'lik çubuklar olacak şekilde mikro kesit alma aleti ile her grupta 20, SEM ile kırılma paternlerinin değerlendirilmesi için ise her grupta 15'er örnek olacak şekilde kesitler alınmıştır. Her üç bağlayıcı ajan sisteminde de tükürük kontaminasyonunun varlığı istatistiksel olarak yüzeyel santral dentine ait örneklerde bağlanma dayanımını etkilememiştir. Bununla birlikte yüzeyel çevresel dentin gruplarında Prime&Bond NT ve Clearfil Protect Bondun kontrol grupları kendi deney gruplarına göre yüksek bağlanma dayanımı göstermişken(p<0,05) bağlanma dayanımı açısından I Bond'un deney ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Yüzeyel çevresel dentinin deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamışken kontrol grupları arasında Prime&Bond NT, I Bond ve Clearfil

Protect Bond'dan daha yüksek( $p<0,05$ ) bağlanma dayanımı göstermiştir. Yüzeyel santral dentinin deney ve kontrol gruplarının kendi içinde ve arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yüzeyel santral dentin hem deney hem kontrol gruplarında yüzeyel çevresel dentine göre daha yüksek( $p<0,05$ ) bağlanma dayanımı göstermiştir. Çalışmanın ikinci bölümünde SEM altında yüzeyel santral dentin ve yüzeyel çevresel dentinin kopma yüzeyleri incelenmiştir. Yüzeyel çevresel dentinin deney ve kontrol gruplarının hepsinde ve yüzeyel santral dentinin kontrol grubunda yüksek oranda adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlenmiştir. Bununla birlikte yüzeyel santral dentinde Prime&Bond NT'nin deney gruplarında adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlemlenirken Clearfil Protect Bond ve I Bond'un deney gruplarında dentin ve adezivde mixed kopma görülmüştür. Sonuç olarak tükürük kontaminasyonunun test edilen materyallerin yüzeyel santral dentine bağlanmasını etkilemediğini, yüzeyel santral dentinde bağlanma dayanımının yüzeyel çevresel dentine göre daha fazla olduğunu ve tükürük kontaminasyonunda bağlanma dayanımının total-etch sistemde self-etch sisteme göre daha üstün olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: tükürük kontaminasyonu, mikrogerilim bağlanma testi, süt dişi dentini.

## ABSTRACT

**ULUSOY AT., Effect Of Saliva Contamination On The Microtensile Bond Strength Of Dentin Adhesive Systems To Primary Dentin In Vitro, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis In Pedodontics, Ankara, 2007.**

The purpose of this study was to investigate the effects of saliva contamination on the micro tensile bond strengths of three dentin bonding agents applied to primary dentin. In the second part of the study dentin-adhesive fractured interfaces were examined under a scanning electron microscope (SEM) to determine the fracture mode that occurred during the microtensile bond strength evaluation. The occlusal enamel was removed perpendicular to the axis of the tooth and under 2 mm of occlusal pit for to expose the superficial dentin. And then teeth were divided into 3 groups: 1(Experimental): total etch + saliva contamination + Prime&Bond NT+ TPH 2 (Control):total etch + Prime&Bond NT+ TPH 3 (Experimental): Clearfil Protect Bond primer+ saliva contamination + Clearfil Protect Bond adesive + Clearfil AP-X 4(Control): Clearfil Protect Bond primer+ Clearfil Protect Bond adesive+ Clearfil AP-X 5 (Experimental): I Bond + saliva contamination + I Bond + Charisma 6 (Control): I Bond + I Bond + Charisma. The bonded teeth were sectioned to form stick shape with a surface area of approximately 1 mm<sup>2</sup> and each group consist of 20 samples for micro tensile bond test and 15 for SEM evaluation. No statistically significant difference was found between contaminated and non-contaminated superficial central dentin in both experimental and control groups. However, in superficial periferal dentin groups: both Prime& Bond NT and Clearfil Protect Bond control groups showed higher bond strength than their experimental groups. There was no statistically significant difference between the bond strength of I Bond experimental and control group( $p < 0,05$ ). Among superficial periferal dentin contaminated groups there was no statistically significant difference . Prime& Bond NT showed significantly higher bond strength than both I Bond and

Clearfil Protect Bond control groups in superficial periferal dentin( $p < 0,05$ ). Also, superficial central dentin showed higher bond strength than superficial periferal dentin in both experimental and control groups. In the superficial periferal dentin experimental and control groups and Prime&Bond NT experimental group in superficial central dentin provided adhesive fractures in high ratio. However, in the superficial central groups Clearfil Protect Bond and I Bond experimental groups provided mixed (dentin, adhesive) fracture patterns in high ratio. Eventually, the results revealed that saliva contamination did not effect bond strenght in superficial central dentin. Superficial central dentin groups showed higher bond strength than periferal dentin in both control and tretment groups and in a saliva contaminated environment total-etch adhesive system showed highest bond strength values than self-etch adhesive system.

Key Words: saliva contamination, microtensile bond strength, primary tooth dentin.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAYSAYFASI	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
RESİMLER	x
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Dentin	3
2.1.1 Dentinin Kimyasal Bileşimi	3
2.1.2 Dentinin Yapısı	3
2.1.3 Dentin Tipleri	5
2.2 Dentin Bağlayıcı Sistemler	8
2.2.1 Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflandırılması	8
2.2.2 Süt Dişi Dentinine Bağlanma	14
2.3 Bağlanma Kuvveti Testleri	15
2.3.1 Makaslama Bağlantı Dayanım Testi	16
2.3.2 Gerilim Bağlantı Dayanım Testi	17
2.3.3 Mikro Gerilim Bağlantı Dayanım Testi	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1 Mikrogerilim Deneyi	27
3.2 Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM) Değerlendirmesi	28
4. BULGULAR	30
5. TARTIŞMA	36
6. SONUÇLAR	45
7. KAYNAKLAR	47

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

nm	Nanometre
µm	Mikrometre
°A	Angstron
EDTA	Etilendiamin Tetra Asetik Asit
MPa	Megapaskal
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
MDP	10- metakriloyloksi dekametilen fosforik asit
4-MET	4- (2-( metakriloksi)etoksicarbonil) talitik asit
4-META	4-metakriloksietil trimelitat anhidrat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
PENTA	Dipenta eritrol penta akrilat monofosfat
Ph	Asidite katsayısı
ISO	International Standards Organisation
SEM	Tarama Elektron Mikroskobu
N	Newton
UV	Morötesi
sn	Saniye
mm	Milimetre
mm <sup>2</sup>	Milimetrekare
°C	Santigrat derece

**RESİMLER**

	<b>Sayfa</b>
Resim 3–1 Gruplara uygulanan adeziv sistemler ve restoratif materyaller	19
Resim 3–2 Mikro kesit alma aleti	22
Resim 3–3 Elmas bıçak	22
Resim 3–4 Işık mikroskobu	23
Resim 3–5 Pulpa odasına bağlı santral ve periferel bölgelerin lokalizasyonu	26
Resim 3–6 Miko gerilim aleti	27
Resim 3–7 Altın-palladyum kaplama cihazı ve kaplanmış örneklerin cihaz içindeki konumu	29
Resim 3–8 Tarama elektron mikroskobu	29
Resim 4–1 Kontrol gruplarının rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları	33
Resim 4–2 Deney gruplarının rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları	33

**TABLULAR**

	<b>Sayfa</b>
Tablo 3–1 Araştırma gruplarında kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri ve üretici firma yönergesine göre uygulama Şekilleri	20
Tablo 4–1 Mikro gerilimsel bđlanma testi sonuçları	31
Tablo 4–2 Yüzeyel santral dentinde kırılma paternleri	34
Tablo 4–3 Yüzeyel çevresel dentinde kırılma paternleri	35

## GİRİŞ

Günümüzde, rezin bazlı restoratif materyaller, daha konservatif kavite preperasyonu ile sağlam diş dokularının korunmalarına izin vermeleri, mine ve dentine mikromekanik olarak bağlanabilmeleri, süt dişi restorasyonlarında uyumlu fiziksel, mekanik ve estetik özellikte olmaları, diş dokusunu desteklemeleri, flor salabilmeleri ve kolay uygulanabilir olması nedeniyle diş dokusuna bağlanmalarını sağlayan dentin bağlayıcı ajanlar ile birlikte süt dişlerinin restorasyonunda oldukça geniş uygulama alanı bulmaktadır (2, 3, 4).

Özellikle son dönemlerde estetik beklentilerin artması ve bağlayıcı ajan sistemlerinin gelişmesi ile süt dişi restoratif tedavilerinde rezin esaslı dolgu materyallerinin kullanımı yaygınlaşmıştır (5, 6).

Süt dişi mine ve dentinine etkili bir bağlanmanın sağlanması, marjinal mikrosızıntıyı, ikincil çürüklerin oluşmasına neden olan bakteri girişini, operasyon sonrası hassasiyeti ve muhtemel pulpal enflamasyonları azaltması yanında kalan diş dokusunun korunarak daha koruyucu kavitelerin hazırlanmasını olanaklı kılmaktadır (7).

Yeni nesil bağlayıcı ajanların, daimi dişlerde polimerize edilen rezin bazlı restoratif materyallerin büzülme kuvvetine karşı koyabilmelerine rağmen süt dişlerindeki restorasyonlarda hala başarısızlıklara neden olduğu bildirilmiştir (8, 9, 10, 11).

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

Süt dişi dentinine restoratif işlemler sırasında tükürük kontaminasyonunun dentin bağlayıcıların bağlanma dayanımlarını etkileyebileceği düşünülerek, bu çalışmada üç farklı dentin bağlayıcı ajanın tükürük kontaminasyonu

sonrası süt dişi dentinine bağlanma kuvvetinin mikrogerilimsel bağlanma test yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## GENEL BİLGİLER

### 2.1 DENTİN

Dentin, diş kütlesinin en büyük kısmını oluşturan kron kısmında mine ile, kök kısmında sement ile örtülü sert dokudur (1,15). Yaşayan bir doku olarak dentin özelleşmiş hücrelerden, odontoblastlardan ve hücrelerarası maddelerden oluşur. Genç bireylerin dişlerinde dentin genellikle açık sarı renktedir. Dentin minenin sertliğinin tersine yüksek elastik bir yapıya sahip olup düşük içerikte mineral tuzlar içerdiğinden mineye göre radyografik olarak daha radyolüsent görülür (16).

#### 2.1.1. Dentinin Kimyasal Bileşimi

Olgun bir dentin ağırlıkça % 70 inorganik, % 20 organik yapı ve %10 sudan oluşan kollajen matriks içerisinde doldurucu apatit kristal parçacıklarından oluşmuş poröz, biyolojik bir yapıdır (17, 18, 15). İnorganik yapı büyük ölçüde hidroksiapatit kristallerinden ve karbonat, kalsiyum fosfat ve sülfat gibi tuzlar ile flor, bakır, demir, çinko gibi eser elementlerden meydana gelmektedir. Hidroksiapatit kristalleri minedeki kristallerden daha küçük, sement ve kemikteki kristallerle benzer büyüklükte olup 20 nm uzunlukta ve 3.5 nm nin üzerinde genişlikteki yapılardır (18, 19, 20).Organik yapı ise % 91–93 oranında kollajenden ve aynı zamanda yağlar, mukopolisakkaritler, proteinler, sitrik asit, büyüme faktörlerinden meydana gelmektedir (18,19). Kollajen matriks en çok Tip I kollajenden ve az miktarda Tip V kollajenden meydana gelmektedir (18).

#### 2.1.2. Dentinin Yapısı

Dentin yapısal olarak, odontoblast, odontoblastik uzantı, dentin tübülleri, periodontoblastik boşluk, peritübüler dentin ve intertübüler dentinden oluşmaktadır (19).

Odontoblastlar pulpada bulunan özelleşmiş hücrelerdir. Dentin kanalları içerisinde sitoplazmik ve odontoblastik uzantı içerirler (19).

Odontoblastik uzantılar, dentin tübüleri içerisine doğru ilerlemiş odontoblastların sitoplazmik uzantılarıdır. Odontoblastik uzantılar ve dentin tübüleri mine-dentin veya sement-dentin birleşiminde kollara ayrılırlar (16). Genellikle odontoblastik uzantıların kolları kron dentininde kök dentinine göre daha yoğun ve daha küçüktürler (19).

Dentin tübüleri, dentinogenezis sırasında meydana gelen, odontoblastik uzantıya ev sahipliği yapan, mine-dentin veya sement-dentin bileşiminden pulpaya kadar dentinin bütün kalınlığı boyunca uzanan, mine-dentin sınırında daralan pulpaya doğru genişleyen tersine konik şekilde ve sağlam dentinin hacimce % 20–30' unu meydana getiren yapılardır (17, 18, 19). Diş kronunun tüberkül tepelerinde ve diş kökünün apikal bölgesinde dentin tübüleri hemen hemen düz görülürken dentin-mine ve dentin-sement birleşiminde ise dik konumlanırlar. Diş kronunun fasial, lingual, mezial ve distal yüzleri ile kökün servikal bölümünde dentin tübüleri "S" şeklini alır (20). Dentin tübüllerinin çapı ve yoğunluğu dişin yaşına ve dentinde bulunduğu konuma göre değişmektedir. Genç dişlerde tübül çapı 4–5 µm kadardır. Pulpaya yakın bölgelerde mm<sup>2</sup> de 65000, orta dentinde 35000, dentinin dış kısmında ise 15000 tübül bulunmaktadır (19). Koutsi ve ark.'nın yaptığı bir çalışmaya göre süt dişi dentinindeki tübül yoğunluğu daimi diştten daha az bulunmuş ve buna göre süt molar dişlerindeki yüzeyel dentinde mm<sup>2</sup> de 17.433, orta dentinde 20.433 ve derin dentinde 26.391 tübül bulunmuştur (21). Tübül sayısındaki bu değişikliklerin nedeni, dentinin pulpaya bakan yüzeyinin mine-dentin sınırına bakan yüzeyinin yüzölçümünden daha küçük olmasıdır (19). Tübül sayısının oranı mine-dentin birleşiminde pulpa-dentin birleşimine göre yaklaşık 1:4 dir (15, 16). Sonuç olarak tübül çapı yüzeyel dentinde 1 µm pulpa sınırında ise yaklaşık 3–4 µm kadardır (15). Süt dişi dentinin tübül çapı daimi dentinden daha fazla olmakla birlikte pulpaya yaklaşıldıkça süt dişi dentininin tübül çapı daimi dişin tübül çapına yaklaşmaktadır (22).

Periodontoblastik boşluk, tübül duvarı ile odontoblastik uzantı arasındaki doku sıvısı ve kollajen gibi organik bileşikler içeren aralıktır (19). Bütün tübüller kollajenden fakir, hipermineralize, intratübüler dentin de

denilen peritübüler dentinle çevrelenmiştir. Yeni sürmüş dişlerin pulpaya yakın olan dentin kısmında bulunmayan bu çevresel dentin (17, 19,15), dentin tübülünü yaklaşık 0.6–0.8 µm kadar daraltır ve orta veya derin dentinden daha yaşlıdır (17,19). Peritübüler dentin süt dişlerinde daimi dişlerin 2–5 kat daha kalındır ve bu nedenle süt dişlerinde tübül çapı daimi dişlerden daha küçüktür (22, 23).

Intertübüler dentin, dentin tübülleri arasında bulunan, bol kollajen içeren ve dentinin kütlesini oluşturan yapıdır (18,19). Yüksek oranda mineralize olmasına karşın hacminin yarısından çoğunu organik matriks oluşturmaktadır (16). Organik matriksi dentin tübülleriyle dik açı oluşturacak şekilde konumlanmış 500–1000 °A çapında kollajen fibrillerden oluşmaktadır (19).

Daimi ve süt dişi dentininin benzer morfolojiye ve içeriğe sahip olduğu ve histolojik yapılarının da benzer olduğu kabul edilir (22).

Dentin kalınlığı 1.5–3.0 mm. arasında değişmekle birlikte bu kalınlık dentinin tipi, dişin yüzeyi ve dişin yaşına göre değişir ve 5.0 mm. ye kadar çıkabilir. Dentin kalınlığının en yüksek olduğu bölgeler tüberkül tepeleri ve kesici kenarlardır. Süt dişlerinde dentinin kalınlığı daimi dişlerinkinin yarısı kadardır (17, 24). Daimi dentin süt dişi dentininden daha fazla mineralizedir ve süt dişi dentin tübüllerinin yoğunluğunun, çapının ve geçirgenliğinin daimi dişe göre daha az olması bağlantı kuvvetinin süt dişlerinde daha düşük olmasını açıklamaktadır (23).

### **2.1.3. Dentin Tipleri**

Dentin gelişimine ve histolojik yapısına göre primer, sekonder ve tersiyer dentin olarak sınıflandırılır. Primer dentin diş sürüp oklüzyona gelinceye kadar oluşur, kron ve kökün büyük kısmını oluşturur ve manto dentin ile sirkumpulpal dentinden oluşur. Diş sürdükten sonra da dentin yapımı devam eder ve bu dentine sekonder dentin adı verilir. Dentin çevre koşullarına duyarlı bir yapıdır ve eğer pulpa çürük, mekanik, travma gibi etkenlerden etkilenirse pulpayı korumak amacıyla tersiyer dentin oluşur (15).

Pulpa-dentin sınırında yeni oluşmuş, mineralize olmamış dentin matriksine “predentin” denilmektedir. Predentinin oluşumu dentinin oluşumundan önce organik matriks yığılmasının sonra da inorganik minerallerin çökmesinin bir kanıtıdır (15, 16). Mineralizasyon predentin-dentin birleşiminde başlar ve predentin yeni bir tabaka dentine dönüşür. Primer dentin oluşumunda günde 4µm, sekonder dentin oluşumunda günde 0.1–1.5 µm predentin yığılması ve kalsifikasyonu olur (16).

**Primer Dentin:** Dentinogenez sırasında büyük miktarda dişin sürmesinden önce oluşmuş, gelişimsel dentin veya ortodentin olarak da adlandırılan orijinal tübüler dentindir (17, 18). Primer dentin yapımı dişin erüpsiyonu tamamlanıp antagonisti ile temasa geçtikten bir süre sonrasına kadar devam eder ve apeksin oluşumu ve apikal açıklığın normal çapını almasından sonra odontoblastlarda bir yavaşlama olur. İşte bu ana kadar yapılan dentine primer dentin denir (1). Primer dentinde tübüller pulpadan mine-dentin birleşimine kadar devamlılık gösterir ve primer dentin günde ortalama 4 µm kalınlığında salgılanan tabakalardan oluşur (15). Primer dentinin dış yüzeyinde çevresel dentinden % 4 daha az mineralize, mine ya da semente yapışık konumda bulunan, yeni farklılaşmış odontoblast hücrelerinden oluşan ve yaklaşık 150 µm genişlikteki ilk yapılan dentin tabakasına “manto dentin” adı verilir (15, 17, 18). “Çevresel dentin” manto dentin oluşumundan sonra manto dentinin altında oluşan, manto dentinden daha mineralize ve gelişimsel dentinin büyük kısmını oluşturan dentindir (18,15). Çevresel dentin kronunda 6–8 mm kökte ise daha incedir. Manto dentin çevresel dentinden globuler dentin adı verilen ve globüller arasında hipomineralize interglobüler boşluklar barındıran bir alan ile ayrılır (15). Çevresel dentindeki kollajen fibriller manto dentindeki fibrillerden 10 kat daha küçüktür (15). Dentinin mineralizasyonu bazen küçük globüler alanlar şeklinde başlar ve sonra bu alanlar kalsifiye dentin tabakasını oluşturmak üzere birleşirler. Eğer bu globüllerin birleşmesi gerçekleşmezse globüller arasında mineralize olmamış ya da az mineralize olmuş alanlar kalır. İşte bu alanlara “interglobuler dentin” denilmektedir (16).

**Sekonder Dentin:** Kök oluşumu bittikten sonra da belirgin bir uyaran olmasa da fizyolojik dentin yapımı yavaş yavaş hayat boyunca daha az düzenli olarak devam eder ve sekonder dentin adını alır (18). Sekonder dentin tıpkı primer dentinle aynı yapıdadır, aynı odontoblastlardan oluşurlar ve tübüller devamlılık arz eder. Primer dentin ile sekonder dentin arasındaki temel fark sekonder dentinin daha yavaş salgılanmasıdır. Zaman içinde pulpa odasının daha sıkışmasına neden olan sekonder dentin pulpa odasının tabanında ve tavanında lateral duvarlardan daha fazla artar (17). Bu durum oklüzal fonksiyonlar başladığında pulpa boynuzlarının korunmasını sağlar (15). Benzer şekilde yaş ilerledikçe sekonder dentin kök kanalının daha fazla daralmasına neden olur (17).

**Tersiyer Dentin:** Çürük ve restoratif işlemler gibi travma veya irritasyon sonucu pulpa-dentin hattında oluşan irritasyon dentini, irregüler sekonder dentin, reaksiyoner dentin, tamir dentini olarak ta bilinen dentine tersiyer dentin denir (17,16). Daha hızlı yapılan (15), daha az mineralize, düzensiz ve daha az tübüler yapı gösteren ve primer dentinden daha yüksek organik içeriğe sahip dentindir (17). Bu dentinde de odontoblastlar, fibroblastlar ve kan hücreleri bulunmaktadır ancak eğer düşük şiddetteki irritasyonlar sonucu daha yavaş oluşursa tıpkı primer ve sekonder dentine benzer düzenli bir yapı gösterir ve dentine göre kemiğe daha çok benzediğinden osteodentin ismini alır (15). Primer ve sekonder dentin ile tersiyer dentinin birleşim hattı iki tip dentinin tübülleri direkt olarak ilişkide olmadığından yabancı maddelerin pulpaya geçişinde bariyer görevi görür ve bu nedenle de klinik olarak önemlidir (17).

**Sklerotik Dentin:** Bazen pulpa boynuzları üzerinde mine-dentin birleşimine yakın bölgelerde hipermineralize peritübüler dentin tübülleri tamamen doldurur. Bu durum kökte semente komşu çevresel tübüllerde görülür ve sklerotik dentin veya şeffaf dentin adını alır. Sklerotik dentinin kalınlığı tıpkı reparatif dentinde olduğu gibi pulpayı korumak amacıyla yaşla

birlikte artmaktadır. Sklerotik dentin minede meydana gelen atrizyon, abrazyon, kırık ve çürük sonucu oluşur (15).

## **2.2. DENTİN BAĞLAYICI SİSTEMLER**

Adeziv restoratif dişhekimliği 1955 yılında Michael Buonocore ' un rezini asitlenmiş mine yüzeyine bağlamasıyla başlamıştır (28, 25). 1950' li yıllardan başlayarak dentin bağlayıcılar hakkındaki gelişmeler yavaş hızla ilerlemiş, 1960 ve 1970 'li yıllarda bu konudaki çalışmalar hızlanmış ve 1975 'te ilk ticari dentin bağlayıcı piyasaya sürülmüştür. Ne yazık ki bu ilk ürün mekanik retansiyon olmayan servikal erozyonlu dişlerde düşük klinik başarı göstermiştir (26).

Bugün ise adeziv dişhekimliği çağını yaşamaktayız. Black tekniği ile yapılan restoratif materyaller için geliştirilmiş makromekanik tutuculuk prensiplerine dayalı geniş kavite preperasyonları ve koruma amaçlı genişletme yöntemleri yerini küçük kavite preperasyonlarına ve daha konservatif restoratif tekniklere dayalı mikromekanik adezyona bırakmıştır (2, 27).

### **2.2.1.DENTİN BAĞLAYICI SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI**

Dentin bağlayıcı ajanlar son 12 yıldır birçok değişim geçirmiştir. Bu kronolojik gelişimine göre dentin adezivler ' jenerasyonlar ' olarak sınıflandırılmıştır. Ancak bu sınıflandırma bilimsel temellere dayanmadığından objektif kriterler içermemektedir. Bu nedenle dentin adezivler klinik kullanım aşamalarının sayısına göre ve daha önemlisi dentine bağlanma şekillerine göre sınıflandırılmıştır (28, 29, 30).

Adeziv restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanmasındaki temel mekanizma diş sert dokularından inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikroboşluklara rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenmedir. Bu kenetlenme ilk olarak 1982 yılında Nakabayashi ve ark. tarafından hibridizasyon veya hibrid tabakanın oluşumu olarak tanımlanmıştır. Bu

yaklaşımına göre modern bağlayıcı sistemler üç başlık altında incelenmektedir: ( 31, 32, 33, 34 ).

- A) Total Etch Adeziv Sistemler
- B) Self Etch Adeziv Sistemler
- C) Cam İyonomer Adeziv Sistemler

### **A) TOTAL ETCH ADEZİV SİSTEMLER**

Total etch yöntemi % 30–40 fosforik asit uygulanması, bu asidin yıkanması, ardından primer ve adeziv uygulanması aşamalarını içeren üç aşamalı bir prosedürü içermektedir. İki aşamalı total etch sistemlerde ise primer ve adeziv aynı aşamada uygulanmaktadır ( 28, 26).

Süt dişi dentininin pürüzlendirilmesinde fosforik asitten başka % 10' luk maleik asit, % 10' luk sitrik asit, % 2,5' lik nitrik asit ve farklı konsantrasyonlarda etilendiamin tetra asetik asit (EDTA) gibi kimyasal ajanlar da kullanılmıştır (2, 35, 36, 37).

İki ya da üç aşamalı total etch adeziv sistemlerin dentine bağlanma mekanizmaları birbirine benzer şekilde olmaktadır.

Kavite preperasyonları sırasında yaklaşık 0,5–2 µm kalınlığında debris, denatüre kollajen, hidroksiapatit ve mikroorganizmalardan meydana gelen smear tabakası ve dentin tübülleri içerisinde 1–3 µm derinliğinde smear tıkaçları oluşmaktadır (2, 38).

Smear tabakası kavite preperasyonunun yerine ve şekline göre 0.5–2.0 µm kalınlığında olan ve içerdiği hidroksiapatit yapısında bulunan kollajen ve fosfat nedeniyle tampon vazifesi gören bir yapıdır (25). Smear tabakası pulpa dokusunu koruyan bir bariyer görevi görmesine karşın ağız sıvılarında 7 gün içerisinde çözünmesinden dolayı bu etkisi geçicidir (25, 39, 40). Smear tabakası dentine 5 MPa gibi zayıf kuvvet ile bağlandığından ve genellikle mikroorganizmalar tarafından kontamine olduğundan total pürüzlendirmeli adeziv bağlayıcı ajan uygulamalarından önce uzaklaştırılması gerekmektedir (25, 41).

Smear tabakasının asitleme ve yıkama aşamalarıyla uzaklaştırılmasından sonra dentin yüzeyinde 3–5 µm derinliğinde demineralize alanlar oluşur (33, 27).

Daimi dişlerin dentinine göre süt dişleri uygulanan asitleme işlemine karşı daha hassastırlar. Süt dişlerinin inorganik içeriği daimi dişlere göre daha az olduğundan uygulanan asitler, smear tabakasını daha hızlı uzaklaştırarak daha derin bir demineralizasyona neden olmaktadır (42, 43, 44).

Asitleme işleminden sonra dentin tübülleri tamamen açılır ve hidroksiapatit destekten yoksun kollajen fibriller monomerler ile mikromekanik olarak kenetlenmek üzere mikrotutucu bir ağ oluşturur (33, 28 ).

Kanca, asidin yıkanmasından sonra dentinin tamamen kurutulmasının bağlantı kuvvetini düşüreceğini bildirmiştir. Bunun nedeni olarakda nemli ortamda kollajen fibriller arasında 15–20 nm' lik mesafe bulunmasını ve aşırı kurutma sonrası kollajen ağın çökeceğini bu yüzden yüzeye uygulanan adeziv rezinin kollajen ağ içine penetrasyonunun azalabileceğini söylemektedir (45). Bu nedenle dentinin ideal nemlilik düzeyinde tutulabilmesi için hava spreyi yerine pamuk veya sünger peletlerden faydalanılarak aşırı suyun uzaklaştırılması gerekmektedir (46).

Asit diş üzerinden yıkandıktan sonra bir veya birden fazla bifonksiyonel resin monomerler ile aseton, etanol, su gibi çözücülerden birini veya birkaçını içeren primer uygulamasına geçilir. Primerler hidroksimetilmetakrilat (HEMA) gibi rezinler içermektedir. Bu rezinler hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere iki fonksiyonel gruba sahiptirler. Hidrofilik grup dentin yüzeyine bağlanırken hidrofobik grup ise rezine bağlanmaktadır. Böylece primer, kollajen ağın içine sızarak yüzey gerilimini artırırken aynı zamanda dentinin ıslanabilirliğini artırmaktadır. Primer, demineralize dentinin pörözitesini korur ve nemli kollajen ağındaki suyla yer değiştirerek işlev görür (47). Bununla birlikte bazı primerler dentinal sıvıdaki proteinlerin denatürasyonunu sağlayarak, tübüldeki dentinal sıvı akışını önleyerek dentin hassasiyetini engellerler (2).

Üçüncü aşamada uygulanan bağlayıcı ajanlar tipik olarak Bis-GMA gibi hidrofobik bir rezin içermekle beraber birçoğu ıslanabilirliği artırmak amacıyla HEMA gibi birçok hidrofilik rezin içermektedir. Dentin bağlayıcı ve primer birlikte polimerize olarak kollajen lifler ve rezinden oluşan bir tabaka meydana getirirler. Bu tabaka ilk defa 1982 yılında Nakabayashi ve arkadaşları tarafından 'hibrid tabaka' olarak tanımlanmıştır (26). Oluşan bu tabaka 2–4 µm kalınlığında ve ne tam olarak rezin ne de diş yapısındadır. Dentinin kollajen matrisi içersine infiltre olmuş rezin monomerlerden oluşan hibrid tabaka sert dokunun fiziksel ve kimyasal yapısını değiştirmektedir (25). Süt dişi dentininde tübül sayısı ve çapı daha küçük olduğundan, dentin yüzeyinde daha az dentinal sıvı birikmektedir ve bunun sonucunda daha az nemli olan dentin yüzeyi asidi seyreltemeyeceğinden asit daha hızlı ve derin bir etki göstermektedir (42). Bu yüzden eşit süre asitlenmiş süt dişi dentininde oluşan hibrid tabaka daimi diştekine oranla % 25–30 daha kalındır (43). Bununla birlikte, uzun dönemli bağlayıcı ajanlar kullanılarak yapılan çalışmalarda hibrid tabakanın kalınlığındansa kalitesinin daha önemli olduğu görülmüştür (32). Sonuç olarak, dentine bağlanmada dentin demineralizasyonunun derinliği önemli görülmemiştir (48, 32)

## **B) SELF ETCH ADEZİVLER**

Yıkama gerektirmeyen asidik rezin monomerlerin kullanılması ile asitle pürüzlendirme ve primer ajanın aynı aşamada uygulandığı sistemlere 'self etch adezivler' denilmektedir (32). Self etch primer de denilen orijinal self etch sistemler ilk aşamada asit ile pürüzlendirme ve primer, ikinci aşamada bağlayıcı ajan olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Daha yeni bir sistem olan ve 'all in one' olarak da adlandırılan self etch adeziv sistemler de ise asitle pürüzlendirme, primer ve bağlayıcı ajan tek bir şişede birleştirilmiştir (49).

Bu sistemde amaçlanan smear tabakasını bağlantı substratı olarak kullanarak hibrid tabakaya dahil etmektir (50). Self etch primerler, asiditelerine bağlı olarak smear tabakasına 2 µm kadar penetre olabilmektedirler (47, 51). Ancak primerin asiditesi, smear tabakasının

mineral bileşikleri tarafından tamponlanabilir ya da smear tabakası çok kalın olduğunda penetre olamayabilir (40, 50). Smear tabakasını modifiye eden bu adezivler, smear tabakasının pulpayı koruyan, bakteri invazyonunu önleyen ve bağlantı kuvvetlerini azaltabilen dentinal sıvı akışını önleyen doğal bir bariyer sağlaması fikrinden ortaya çıkmıştır (27).

Self etch adezivler ayrı bir yıkama aşaması gerektirmediğinden çalışma zamanını kısalttığı gibi uygulama sırasında oluşabilecek hatayı da en aza indirmektedir (32). Bununla birlikte self etch adezivler, total etch sistemlerde asitle pürüzlendirme sonrası az yıkama yapıldığında kalan asidin dentini aşırı pürüzlendirmesini, yıkama sırasında oluşabilecek tükrük kontaminasyonunu ve kurutma sırasında dentinin aşırı kurutulmasıyla kollajen ağının çökmesi ve böylece işlem sonrası hassasiyet ve bağlantı kuvvetlerinin düşmesi risklerini de ortadan kaldırmaktadır (38, 47, 52, 53).

Self etch adezivler ile klinik uygulamanın kolaylaşmasının yanında dentinin yüzeysel demineralizasyonu ve dokuda polimerize olabilen monomerlerin penetrasyonunun eş zamanlı ve aynı derinlikte olması sağlanır ve böylece dentin ile adeziv rezinin devamlılık göstermesi sağlanmaktadır (27, 51, 54).

Self etch adeziv sistemlerin primer ajanları çeşitli monomerlerin yanı sıra, fosfat esterleri veya karboksilik asit gibi asidik monomerlerin sudaki çözeltileri ve HEMA' dan oluşmaktadır (55,56). Ayrıca maleik asit ve itakonik asit gibi organik ve inorganik asitler, doldurucular, taşıyıcılar (aseton, etanol, su) ve MDP, Bis-GMA, 4-MET, 4-META, TEGDMA, UDMA, phenyl-P, PENTA gibi monomerler de self etch adezivlerin yapısında bulunmaktadır (50, 57).

Self etch bağlayıcılar asidite oranlarına göre ise kuvvetli ve zayıf olarak ikiye ayrılmaktadırlar: kuvvetli self etch adezivlerin pH' ları 1 den küçükken zayıf olanları 2 civarındadır. Kuvvetli self etch adezivler düşük pH'da olmalarından dolayı total etch adezivlerdekine benzer bağlanma mekanizması ve bileşim ultramorfolojisi gösterirler. Zayıf self etch adezivler ise dentin yüzeyini kısmen çözerler ve buna bağlı olarak da hibrid tabaka

içinde az miktarda hidroksiapatit kristalleri kalır. Daha sonra bu hidroksiapatit kristalleri ile fonksiyonel monomerlerin karboksil ve fosfat grupları kimyasal olarak etkileşime girerler. Bu iki fazlı bağlanma mekanizmasının (kimyasal ve mikromekanik bağlanma) restorasyonun dayanıklılığı açısından avantaj sağladığı mikromekanik bağlanma ile ani bağlantı kopmasına dayanıklılık artırılırken, kimyasal bağlanma ile hidrolitik kopmalara karşı direncin artırıldığı düşünülmektedir (32). Ancak düşük pH'lı self etch sistemler süt dişi dentininde daha derin bir demineralizasyon sağlamakla birlikte yüksek pH değerine sahip self etch sistemler kadar yüksek bağlantı kuvvetleri oluşturamamaktadır. Çünkü düşük pH'ya sahip asidik primerlerin yol açtığı aşırı demineralizasyon bölgelerine rezin monomerler tam olarak sızamamaktadırlar (43). Bu nedenle mikroboşluklar oluşmakta ve eksik hibridizasyon sonucu bağlanma kuvvetleri düşmektedir (58).

Self etch sistemlerde kollajen ağın bütünlüğü ve doku ile rezinin devamlılığı amaçlanmış olsa da bağlantı kuvvetleri asitle pürüzlendirme yapılan total etch tekniğe göre daha düşük bulunmuştur (59).

### **C) CAM İYONOMER ADEZİVLER**

Cam iyonomer restoratif materyaller, halen diş dokularına bir aracı madde gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olma özelliklerini korumaktadırlar (60).

Restoratif materyalin kaviteye uygulanmasından önce diş yüzeyinin polialkenoik asitle silinmesi ile smear tabakasının ortadan kalkarak 0.5–1 µm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyon meydana gelmesi ve kollajen ağın açığa çıkması sağlanmış olur (61). Cam iyonomer bileşenlerinin de bu alana penetrasyonu ile "mikromekanik" bir bağlanma gerçekleşir (33).

Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında hidroksiapatit kristalleri kollajen ağdan tamamen ayrılmaz. Bu sayede kollajen ağ üzerinde kalan hidroksiapatit kristallerine ait kalsiyum iyonu ile polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları arasında oluşan iyonik bağlar sayesinde "kimyasal bağlanma" da gerçekleşir (60). Bu ek kimyasal bağlanma hidrolitik

degradasyona karşı bir direnç oluşturmaktadır. Sonuç olarak, hafif self-etch adezivlerde olduğu gibi iki yönlü bir bağlantı elde edilmiş olunur. Rezin bazlı self-etch adezivlerle cam iyonomer simanlar arasındaki temel farklılık, cam iyonomerlerin yüksek moleküler ağırlıklı polikarboksilik polimerler ile pürüzlendirme yapmalarıdır. Bu durum cam iyonomerler simanların infiltrasyon kapasitelerini sınırlamakta ve yüzeysel bir hibrit tabaka oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle, fosforik asit gibi derin bir demineralizasyon sağlayan yüzey hazırlayıcılarla muamele edilen dentine de infiltre olamazlar. Dolayısı ile bu tip agresif pürüzlendiricilerin cam iyonomerle kullanılması önerilmemektedir (62).

### **2.2.2. SÜT DİŞİ DENTİNİNE BAĞLANMA**

Süt dişi dentinine bağlanma mekanizması, daimi dişte olduğu gibi hibridizasyon ve rezin tagların birlikte oluşumu esasına dayanmaktadır (44, 37). Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesine dirençli olması için dentine olan bağlantı kuvvetinin en az 17 MPa olması gerekmektedir. Dentin bağlayıcı ajanların geliştirilmesindeki temel gaye bu bağlantı kuvvetine ulaşmakla başlamıştır (63). Her ne kadar kompomerlerin asitle pürüzlendirilmeyen mine ve dentine bağlantı kuvvetleri 16,9–35 MPa gibi yeterli seviyede bulunmuş olsa da bazı durumlarda süt dişi dentinin asitle pürüzlendirilmesi gerekli olabilmektedir (64).

Süt dişlerinin mineral içeriği daimi dişlere göre daha düşük olduğundan ve süt dişi dentininde tübül sayısı ve çapı daha küçük olduğundan süt dişi dentin yüzeyinde daha az dentinal sıvı birikir (43, 44). Bu nedenle daha az nemli olan dentin yüzeyi asidi seyreltemeyeceği için süt dişi dentini asidik yüzey hazırlayıcılara karşı daha reaktiftir (43). Asidik ajanlar, bu sebeple süt dişlerinde smear tabakasını daimi dişlere göre daha hızlı uzaklaştırırlar ve daha derin dekalsifikasyona sebep olurlar. Bu nedenle süt dişi dentininde daha kısa süre asit uygulanması önerilmektedir. Bunun sonucunda süt dişlerinde oluşan hibrit tabaka, daimi dişlere göre %25–30 daha kalın olmaktadır (43).

Nör ve ark (43) 'nın da belirttiği gibi süt ve daimi dentin arasındaki farklar bağlantı testlerinin bu iki diş yapısı arasındaki çeşitliliğini açıklayabilmektedir. Süt ve daimi dentin arasındaki en önemli farklılıklar daimi dentinin daha sert (65) , peritübüler intertübüler dentindeki kalsiyum ve fosfor konsantrasyonunun süt dentininde daha az olduğu şeklinde özetlenebilmektedir (15, 19, 65). Bununla birlikte bu iki diş dokusu arasında bağlanmaya etki edebileceği düşünülen mikro yapısal, sertlik ve elastikiyet açısından da farklılıklar vardır (65, 66).

Dentinde yaşlanma ile birlikte görülen değişiklikler, mineral içeriği artmış olan sklerotik dentin oluşumuna sebep olur. Sklerotik dentin, asidik yüzey hazırlayıcı ajanlara daha dirençlidir. Bu nedenlerden dolayı yaşlı süt dişi dentininde hibrid tabakanın daha ince olduğu görülmüştür (64).

Dentine bağlanma ile ilgili çalışmalar daimi dişlerle kıyaslandığında süt işlerinde bağlanma kuvvetinin daha düşük olduğunu ortaya koymaktadır (67, 68, 69, 70) . Bunun nedeninin süt dişi dentininde meydana gelen hibrid tabakanın kalınlığının artmış olması ve bu nedenle bağlayıcı rezinin dentine penetasyonunun azalması olabileceği düşünülmektedir (67).

### **2.3. BAĞLANMA KUVVETİ TESTLERİ**

Günümüz diş hekimliğinde kompozit restorasyonlar ile birlikte kullanılan adeziv sistemlerin gelişen özellikleri, diş ile restorasyon arasındaki bağlantıyı güçlendirerek mikrosızıntıyı azaltmaktadır (71, 72).

Bağlayıcı ajan sistemlerinin geliştirilmesindeki en önemli neden, diş sert dokuları ile restoratif materyal arasında kabul edilebilir düzeyde bağlanma kuvvetlerini elde edebilmektedir. Bu nedenle materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma kuvvetinin ölçümü önemli yer tutmaktadır (73).

Gelişmiş bağlayıcı ajan sistemlerinde restoratif materyalin mine veya dentine bağlanma etkisinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır (71). Klinik çalışmalar çok daha masraflı ve zaman alıcıdır. Özellikle deneysel adezivlerin gelişim süreci içinde etkinliğinin in vitro olarak incelenmesi daha

doğru bir yaklaşımdır. Her yıl birçok yeni adeziv sistem piyasaya sürülmekte ve laboratuvar testleri bunların etkinliğinin göstergesi olmaktadır. Klinik alışmalar 1–3 yıl gibi uzun süre aldığından klinik araştırmalar sonuçlanmadan, ürünün içeriği firmalar tarafından değiştirilebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı in vitro testler deneysel ve ticari dentin adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesinde önemli yer tutar (27, 34). Ayrıca bağlayıcı ajanların mekanik özelliklerinin bilinmesi bu ajanların kullanım şekillerinin doğru belirlenmesine ve uzun dönem performanslarının tahmin edilmesine olanak sağlamaktadır (74).

Bu amaçla dental literatürde başta makaslama(shear), gerilim(tensile) ve mikrogerilim(microtensile) bağlantı kuvveti testleri olmak üzere birçok in vitro metod kullanılmaktadır (71, 75, 76, 77).

### **2.3.1. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIM TESTİ (SHEAR BOND STRENGTH TEST)**

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Literatürde yapılan bağlantı kuvveti çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir (76, 78).

Bu testin sık kullanılmasının sebebi örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde simule etmesidir (77).

Ancak makaslama testlerinde standart hatanın ortalama % 52 gibi yüksek düzeyde seyretmesi bir deneyin kendi deney grupları arasında bile karşılaştırma yapmayı g hale getirmektedir (59). Test rneklerinin bağlantı ara yüzeylerinde gerçekleşen ve homojen olmayan stres dağılımları, makaslama testlerinde elde edilen yüksek standart hata değerine neden olarak gösterilebilmektedir. Çünkü makaslama kafasının ilk kuvveti örneğe ilettiği andan kırılmanın gerçekleştiği ana kadar örnek üzerinde çok ciddi gerilim ve tork kuvvetler oluşmaktadır (77).

Deney rnekleri üzerine kuvvetlerin yüklenmesi ile bir bölgeden gerilim kuvvetleri nedeniyle başlayan kırılma, diğer tarafa makaslama kuvveti olarak iletilir. Makaslama bağlantı dayanım testlerinde standart hata yüzdesinin

yüksek olmasının bir diğer nedeni de kafa hızının(cross head speed) yüksek tutulmasıdır (79). ISO standartlarına göre bağlanma kuvveti testlerinde 0.45–1.05 mm/dk kafa hızı kullanılmalıdır (73). Oysa ki literatürde yapılan birçok makaslama bağlantı dayanım testlerinde kafa hızı 2–5 mm/dk olarak uygulanmıştır (80, 81).

Yüksek kafa hızı kullanıldığında örneklerdeki koheziv kırılma oranı artmakta ve sonuçlar bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özelliklerini yansıtamamaktadır. Elde edilen veriler ancak seçilen diş dokusunun veya kullanılan restoratif materyalin iç koheziv değerlerini ifade edebilmektedir (59).

Makaslama testlerinde kırılma paternleri çok düşük kopma değerlerinde bile kohesiv karakter taşıdığından son dönemlerde tercih edilen bir bağlantı kuvveti ölçümü metodu olmamaktadır (77, 82, 83).

### **2.3.2.GERİLİM BAĞLANTI DAYANIM TESTİ (TENSILE BOND STRENGTH TEST)**

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi çok önemlidir. Böylece bağlantı ara yüzeyinin dış kenarında saf gerilim kuvveti yaratılmış olunur (73). Merkeze yakın orta bölgelerde ise asıl kuvvetin çok az bir kısmı etki göstererek, kompresif kuvvetler oluşur. Gerilim bağlantı kuvveti testlerinde de, kesme kuvvetleri gibi standart hata yüzdesi ortalama % 57 gibi yüksek değerlerde çıkmaktadır (59).

Bununla birlikte bu test metodunda bağlantı yüzey alanının ortalama 7.065 mm<sup>2</sup> civarında hazırlanması gerekliliği, özellikle süt dişi ile yapılacak çalışmalarda bir dezavantaj oluşturmaktadır. Süt dişinde bu büyüklükte bir alanı test amacı ile hazırlamak mümkün olsa bile, homojen olmayan bir yapı olan dentinin tüm test yüzeyinde aynı özellikleri göstermesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle yapılacak bağlanma testi sağlıklı sonuçlar vermemektedir (9, 84).

Makaslama ve gerilim testlerinde bu sayılan dezavantajların zaman içerisinde anlaşılması araştırmacıları daha hassas test metodları geliştirmeye zorlamıştır. Böylece geliştirilen mikrogerilim ve mikromakaslama testleri ile bağlayıcı ajan sistemlerinin fiziksel özellikleri gerçeğe daha yakın bir şekilde ölçülebilmektedir (84).

### **2.3.3. MİKRO GERİLİM BAĞLANTI DAYANIM TESTİ (MICRO TENSİLE BOND STRENGTH TEST)**

Eğer bir cisme düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyel kuvvetler etki ederse gerilim oluşmaktadır. Cismin bu kuvvete karşı gösterdiği direnç gerilim kuvveti olarak tanımlanmaktadır (85).

İlk kez 1994'te Sano ve ark. (9) mikrogerilim bağlanma dayanım testini tanıtmışlardır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde 0,25–1 mm<sup>2</sup> büyüklüğündeki örneklerdeki stresler ölçülebilmektedir. Yapılan çalışmalarda makaslama ve gerilim testlerinde kırılmaların % 80' inin dentinde koheziv kırılma ile sonuçlandığı görülmektedir (71, 77, 86, 87).

Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmekte böylece daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca bu test yönteminde dentindeki koheziv başarısızlıkların sayısında oldukça azaltılmaktadır (9).

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada, tükürük kontaminasyonunun üç dentin bağlayıcı sistemin süt dişi dentinine bağlanmasına etkisinin mikro-gerilimsel bağlanma kuvvet testi kullanılarak incelenmesi amaçlanmıştır. Bunun yanında diş-adeziv ara yüzeyi ve kırılma yüzeyleri tarama elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak morfolojik olarak değerlendirilmiştir.

Araştırmada kullanılan dentin bağlayıcı sistem şunlardır:

- Asitle pürüzlendirme (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve tek şişe dentin bağlayıcı ajan ( Prime&Bond NT, De Trey/Dentsply, Konstanz, Germany ).
- İki Aşamalı Self-etch Bağlayıcı Ajan ( Clearfil Protect Bond, Kuraray Medical Inc., Japan ).
- Tek Aşamalı Self-etch Bağlayıcı Ajan( I Bond, Heraeus Kulzer Inc., Germany )

Kullanılan materyaller Resim 3-1'te,içerikleri ve kullanım şekilleri ise Tablo 3-1'de gösterilmiştir.



**Resim 3-1** Gruplara uygulanan adeziv sistemler ve restoratif materyaller

Tablo 3–1 Araştırma gruplarında kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri ve üretici firma yönergesine göre uygulama şekilleri

ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	KİMYASAL İÇERİĞİ	UYGULAMA ŞEKLİ
<b>Prime&amp;Bond NT</b>	Dentsply De Trey Konstanz, Almanya	Di ve Trimetakrilat Rezinler / PENTA(Dipentaeritritol Penta Akrilat Monofosfat)/Nanodoldurucular- AmorfSilikonDioksit/Fotoiniyatör/Stabilizör / Setilamin Hidrofluorür / Aseton	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bir aplikatör ardımıyla tüm diş yüzeylerine uygulanır</li> <li>• 20 sn beklendikten sonra 5 sn hava spreji ile kurutulur</li> <li>• 20 sn fotopolimerize edilir</li> </ul>
<b>Clearfil Protect Bond</b>	Kuraray Medical Inc., Japonya	Primer: 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate(MDP)/12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide(MDPB)/2- hidroksietil metakrilat(HEMA)/Su Bond: MDP/Bis-GMA/ HEMA/ camphorquinone/kolloidal silika/NaF	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Primeri bir aplikatör yardımıyla tüm diş yüzeyine uygulanır</li> <li>• 20 sn beklendikten sonra 5 sn hava spreji ile kurutulur</li> <li>• Bondu bir aplikatör yardımıyla tüm diş yüzeyine uygulanır ve 5 sn hava spreji ile kurutulur</li> <li>• 10 sn fotopolimerize edilir</li> </ul>
<b>I Bond</b>	Heraeus Kulzer Inc., Almanya	UDMA, 4-META, Aseton/Su/ Gluteraldehit/ Camphorquinone	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bir aplikatör ardımıyla tüm diş yüzeylerine uygulanır</li> <li>• 20 sn beklendikten sonra 5 sn hava spreji ile kurutulur</li> <li>• 20 sn fotopolimerize edilir</li> </ul>
<b>% 34 Tooth Conditioner Gel</b>	Dentsply DeTrey Konstanz, Almanya	% 34 Fosforik Asit / Silikon Dioksit / Yüzey gerilim Düşürücü / Su	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dentin yüzeyine 15 sn bir şırınga yardımıyla uygulanır</li> <li>• Tüm yüzeyler 10 sn su spreji ile yıkanır</li> </ul>

Araştırmamızda, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakóltesi, Pedodonti Anabilim Dalı Klinięine başvuran hastalardan değişme zamanı gelen ve çekim endikasyonu konulmuş, 60 adet çürüksüz süt molar diş toplanarak, üzerlerindeki plak ve yumuşak doku artıkları uzaklaştırılmıştır. Dişler deney zamanına kadar 4 °C'de distile su içerisinde saklanmışlar ve 3 ay içerisinde kullanılmışlardır.

Dişlerin kesit alma cihazına adaptasyonunu sağlayabilmek için dişler servikal hattının 2mm altına gelecek şekilde akrilik kalıplar içine gómülmüřtür.

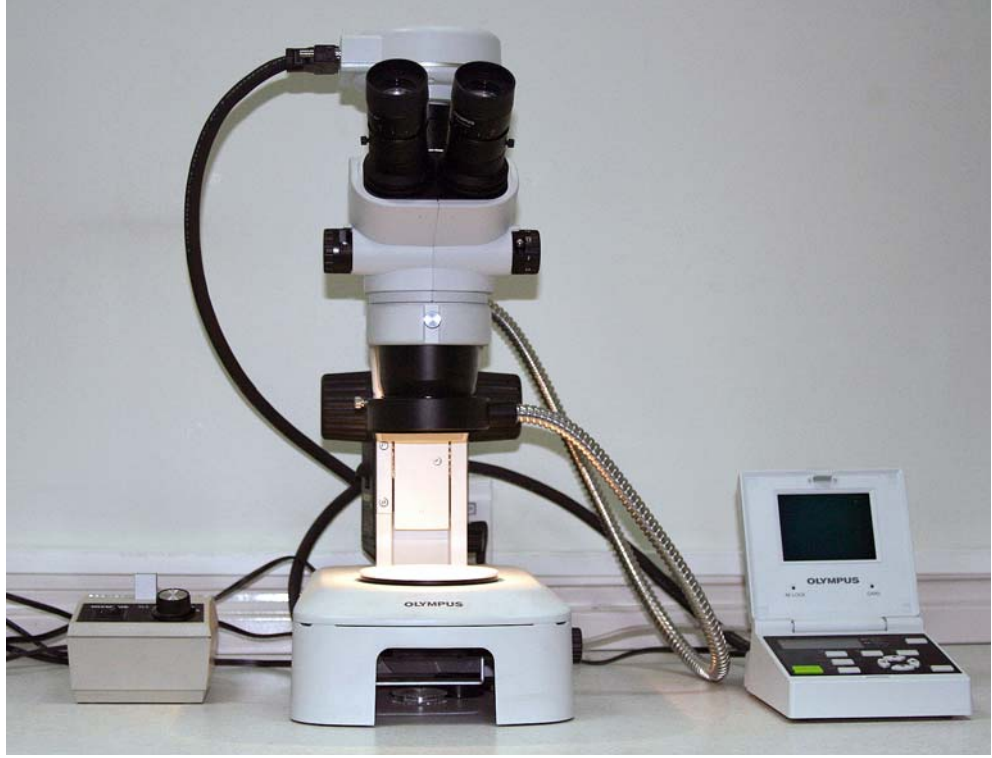
Daha sonra minenin tamamen kaldırılması amacıyla, mikro kesit alma aletine (Microslice2, Metals Research Ltd, Cambridge, İngiltere) (Resim 3–2) takılan, 4”DiaX0,3mmX0.5”boyutlarında (Diamond Cutting Blade, MTI Corporation, CA, Amerika) disk şeklinde elmas bıçak (Resim 3–3) ile dişlerin uzun aksına dik ve oklüzal pitin 2 mm apikalinden geçecek şekilde kesiler geręekleřtirilmiřtir. Böylece minenin tamamının kaldırılmasıyla yüzeyel dentin çalışmamızda kullanılmıştır. Kesilmiş diş yüzeyinde mine kalıp kalmadığı ışık mikroskobunda (Olympus SZ61, Tokyo, Japonya) (Resim 3–4) x20 büyütmede (1280x1024 çözünürlük) kontrol edilmiştir. Böylece minenin tamamının kaldırılmasıyla ortaya çıkan yüzeyel dentin çalışmamızda kullanılmıştır.



**Resim 3–2** Mikro Kesit Alma Aleti



**Resim 3–3** Elmas Bıçak



**Resim 3–4** Işık Mikroskobu

Bağlanmanın yapılacağı düz dentin yüzeyleri 1000 grit silikon karbit zımpara ile su altında düzleştirilmiştir.

Araştırmamızda her grupta 5 diş olacak şekilde dişler rastgele 3 deney 3 kontrol olmak üzere 6 gruba ayrılmışlardır:

#### **1.Grup:**

**Asitle pürüzlendirme ve tek şişe dentin bağlayıcı ajan(Deney Grubu);**

Öncelikle dentin yüzeyi 15 sn süreyle % 36' lık fosforik asitle pürüzlendirilmiş (Total Etch) ve 15 sn boyunca su ile yıkanmıştır. Daha sonra otomatik mikropipet kullanılarak tek kişiden 0,1 ml tükürük alınarak yıkanmış dentin yüzeyine sürülmüş ve 20 sn bekletilmiştir (12). Tükürükle kontamine edilen yüzeyler hava spreyi kullanılarak yaklaşık 1cm uzaktan 10 sn boyunca hafifçe kurutulmuştur (13). Nano doldurucu içeren ve aseton bazlı, tek şişe dentin bağlayıcı ajan (Prime & Bond NT) kurutulmuş dentin yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmış, 20 sn bekletilmiş ve hava spreyi

ile 1 cm uzaktan hafifçe 5 sn kurutulduktan sonra 20 sn 460–500 nm dalga boyundaki halojen ışık (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile polimerize edilmiştir. Restorasyon için bir hibrit rezin kompozit materyal (TPH, De Trey/Dentsply, Konstanz, Almanya) en fazla 2mm kalınlığında tabakalar halinde yaklaşık 3 tabaka olacak şekilde kesik dentin yüzeyine yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

## **2. Grup:**

### **Asitle pürüzlendirme ve tek şişe dentin bağlayıcı ajan (Kontrol Grubu);**

Dentin yüzeyi 15 sn süreyle % 36'lık fosforik asitle pürüzlendirilmiş (Total Etch) ve daha sonra 15 sn boyunca suyla yıkanmıştır. Dentin yüzeyi hava spreyi ile hafif hava vererek kurutulmuş ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda, dentin bağlayıcı (Prime & Bond NT) dentin yüzeyine uygulanmış, 20 sn beklenmiş ve yaklaşık 1 cm uzaktan 5 sn hava spreyi ile hafifçe kurutulmuştur. Daha sonra aynı ışık kaynağı ile polimerize edilmiştir. Bu aşamadan sonra Grup 1'deki restoratif uygulama aynen gerçekleştirilmiştir.

## **3. Grup:**

### **İki aşamalı self-etch bağlayıcı ajan (Deney Grubu);**

İki aşamalı self-etch bağlayıcı ajan olan Clearfil Protect Bond'un primeri kesilmiş dentin yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmış ve 20 sn kadar bekletilmiştir. Ardından otomatik mikropipet kullanılarak tek kişiden 0,1 ml tükürük alınmış, dentin yüzeyine uygulanmış ve 20 sn kadar bekletilmiştir. Yaklaşık 1 cm uzaktan 10 sn hava spreyi ile hafifçe kurutulmuştur. Daha sonra NaF içeren dentin bağlayıcısı uygulanmış ve bu da yaklaşık 1 cm uzaktan 5 sn boyunca hava spreyi kullanılarak hafifçe kurutulmuş ardından halojen ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edilmiştir. Restorasyon için rezin kompozit materyal (Clearfil AP-X, Kuraray Medical Inc., Japonya ) en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde yaklaşık 3

tabaka olacak şekilde kesik dentin yüzeyine yerleştirilmiş, her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

#### **4. Grup:**

##### **İki aşamalı self-etch bağlayıcı ajan (Kontrol Grubu);**

Dentin yüzeyine 3. Gruptaki ile aynı şekilde Clearfil Protect Bond'un primeri uygulanmış ve 20 sn beklendikten sonra yaklaşık 1 cm uzaklıktan hava spreji ile 5 sn süreyle hafifçe kurutulmuştur. Daha sonra Clearfil Protect Bond'un dentin bağlayıcısı uygulanmış, 3. Grup'taki ile aynı şekilde kurutulmuş ve ışıkla polimerize edildikten sonra yine 3. Grup'taki restoratif uygulama aynen gerçekleştirilmiştir.

#### **5. Grup:**

##### **Tek aşamalı self-etch bağlayıcı ajan (Deney Grubu);**

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda orta derecede asidik olan self etch dentin bağlayıcı tek kat olarak dentin yüzeyine uygulanmıştır. Ardından otomatik mikropipet kullanılarak tek kişiden 0,1 ml tükürük alınmış, dentin yüzeyine uygulanmış ve 20 sn kadar bekletilmiştir. Yaklaşık 1 cm uzaktan 10 sn hava spreji ile hafifçe kurutulmuş ve bir kat daha dentin bağlayıcı ajan tek kat halinde uygulanmıştır. İkinci kat dentin bağlayıcı sürülmesinden sonra 30 sn kadar beklenmiş ardından 1 cm uzaktan 5 sn boyunca hava spreji kullanılarak hafifçe kurutulmuş ve halojen ışık kaynağı ile 20 sn polimerize edilmiştir. Restorasyon için mikrohibrid bir rezin kompozit materyal (Charisma, Heraeus Kulzer Inc., Almanya) 2 mm' lik tabakalar halinde yaklaşık 3 tabaka olacak şekilde yerleştirilmiş ve her tabaka 40 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

#### **6. Grup:**

##### **Tek aşamalı self-etch bağlayıcı ajan(Kontrol Grubu);**

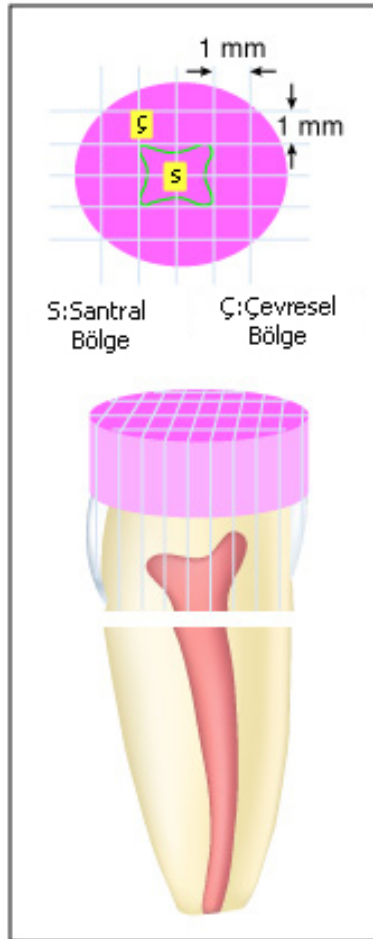
Dentin yüzeyine dentin bağlayıcı ajan tek kat uygulanmış ardından yaklaşık 1 cm uzaktan hava spreji ile hafifçe kurutulduktan sonra 2. kat dentin bağlayıcı ajan sürülmüştür. 30 sn kadar beklendikten sonra yine ilk kat

dentin bağlayıcı ajan uygulamasından sonraki şekilde kurutulmuş ve 20 sn ışık ile polimerize edilmiştir. Restoratif işlemler 5. Grup'taki sıra ve materyal ile gerçekleştirilmiştir.

Dolgu materyali uygulanmış ve akrilik bloklara gömülmüş dişler distile su içerisinde 37 °C' de 24 saat bekletilmiştir.

Adeziv sistemin bölgesel bağlanma değerlerini ölçebilmek amacı ile görsel kriterlere göre diş üzerinde (Şekil 3–1):

- pulpa boynuzları arasındaki alan santral bölge olarak
- pulpa boynuzları ile mine-dentin arasındaki alan çevresel bölge olarak diş üzerinde sabit kalemle işaretlenmiştir.



**Resim 3–5** Pulpa odasına bağlı santral ve çevresel bölgelerin lokalizasyonu

Restorasyonu bitirilmiş ve akrilik bloklara gömülmüş dişler, kesit alma cihazına dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Daha sonra örneklerden su soğutmalı kesit alma aletine takılan 0,3 mm kalınlığındaki elmas disk ile dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yaklaşık 1 mm genişlikte bukcal yüzden başlayarak seri kesitler alınmıştır. Takiben, aynı örnek 90<sup>0</sup> çevrilerek bu sefer mezyalden başlanarak 1 mm genişlikte seri kesitler alınmıştır. Dişler bağlantı ara yüzeyleri yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> olacak şekilde çubuk şeklinde kesilmiştir.

Kesilen örnekler mikrogerilim testine tabii tutulana kadar 90 gün kapalı bir kutuda distile suda bekletilmişler ve her gün suları değiştirilmiştir (88).

### 3.1 Mikro Gerilim Deneyi:

Bağlanma deneyleri Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Merkezinde bulunan mikrogerilim aletinde (Force Gauge 200X0,2N, Scales Galore,A Division Of Itin Scale Co.,Inc.431Avenue Brooklyn, Amerika) (Resim 3-5 ) gerçekleştirilmiştir.

Örnekler mikrogerilim aletine siyano akrilat adeziv (502, Eva Bond Group, Japonya) ile sabitlenmiş ve bu örnekler kafa hızı 1 mm/dakika olan bu alet ile kopma oluncaya kadar gerilim kuvveti verilmiştir. Kuvvet birimi "Newton" (N) olarak kalibre edilmiştir. Kopma anındaki değerler aletin dijital göstergesinde sabitlenmiş ve bu değerler Newton olarak kaydedilmiştir. Daha sonra ölçülen mikrogerilim bağlanma dayanım değerlerinin birimleri Newton cinsinden "Megapaskala" (MPa) dönüştürülmüştür (Newton/Yüzey Alanı).



**Resim 3–6** Mikro Gerilim Aleti

### 3.2 Tarama Elektron Mikroskop (SEM) Değerlendirmesi:

SEM ile diş-adeziv ara yüzeyinin değerlendirilmesi amacıyla, her grup için ek olarak 3 örnek daha hazırlanmış ve aynı şekilde her dişten 3 kesit alınmıştır. Kopma paternlerinin incelenmesi amacı ile her grupta en az 7 örnek olacak şekilde daha önce mikro gerilim testiyle koparılmış örnekler kullanılmıştır. Kesitler önce 6 M hidroklorik asitte 15 sn, daha sonra % 1'lik NaOCl'de 10 dk. ve bunları takiben dehidratasyon amacıyla artan oranlarda etanolün içinde ( % 30, 50, 95'lik etanolde 30 dk., % 100'lük etanolde 60 dk.) bekletilmiştir. Daha sonra hekzametildisilazan solüsyonunun (HMDS, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, A.B.D.) içinde 30 dk. tutularak kurumaları sağlanmış ve kapaklı cam şişenin içinde filtre kağıdının üzerine konularak 24 saat vakumda tutulmuştur. Son olarak örnekler, vakum cihazı (Resim 3–6) içinde altın-palladyum (Balzers-SCd 050 sputter coater, Almanya) ile kaplanarak 20 kV' da SEM ( JSM–6400 V, JEOL, Tokyo, Japonya) (Resim 3–7) ile incelemeler yapılmıştır. Diş-adeziv ara yüzeyinin görüntüleri dijital olarak kaydedilmiş ve bilgisayar ortamında kalitatif olarak morfolojik değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

SEM altında incelenen kopma yüzeyleri kırılmanın tipine göre (Adeziv Kopma, Dentin Adeziv, Kompozit-Adeziv Kopma, Kompozit Koheziv Kopma, Dentin Koheziv Kopma) kaydedilerek “%” cinsinden sınıflandırılmıştır.



**Resim 3-7** Altın-palladyum kaplama cihazı ve kaplanmış örneklerin cihaz içindeki konumu.



**Resim 3-8** Tarama Elektron Mikroskobu

## BULGULAR

Süt molar dişlerde, 3 değişik dentin bağlayıcı ajan uygulanması sırasında yüzeyel santral dentin ve yüzeyel çevresel dentinde tükürük kontaminasyonu olmasının mikrogerilimsel bağlanma kuvvetine etkisinin araştırıldığı çalışmamızda elde edilen bulgular aşağıda sıralanmıştır:

Çalışmamızda kullanılan yüzeyel santral dentine ve yüzeyel çevresel dentine ait örneklerin mikrogerilimsel bağlanma testine tabi tutulduklarında gösterdikleri kopma değerleri (MPa) Tablo 4–1' de görülmektedir.

Bulguların tüm istatistiksel analizleri, SPSS 11.0 (SPSS Inc.,USA) bilgisayar programında gerçekleştirilmiştir.

İki grup karşılaştırılırken bağımsız gruplarda t testi, üç grup karşılaştırılırken tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Farklılık önemli bulunduğu farkı yaratan grupları belirlemek için Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.  $P < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tükürük kontaminasyonu açısından yüzeyel santral dentin örneklerinin deney ve kontrol gruplarının karşılaştırıldığı t testinde grupların kendi içinde ve arasında fark olmadığı görülmüştür.

Bununla birlikte yüzeyel çevresel dentin örneklerinde tükürük kontaminasyonu açısından deney ve kontrol gruplarının karşılaştırıldığı t testinde gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Prime&Bond NT kontrol grubu (2. Grup) kendi deney grubuna (1. Grup) oranla bağlanma dayanım testine gösterdiği direnç açısından yüksek bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Clearfil Protect Bond kontrol grubu (4. Grup ) deney grubuna (3. Grup) göre bağlanma dayanım testine gösterdiği direnç açısından yüksek bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). Buna karşın I Bond kontrol grubu (6. Grup) ve deney grubu (5. Grup) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Yüzeyel çevresel dentin örneklerinin deney grupları arasında bağlanma kuvveti değerleri açısından fark olmadığı Varyans Analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Kontrol gruplarının bağlanma kuvveti açısından yine aynı

testle değerlendirilmesi sonucu Prime&Bond NT kontrol grubu (2. Grup)'nun sonuçları I Bond kontrol grubu (6. Grup) ve Clearfil Protect Bond kontrol grubu (4. Grup)'na göre yüksek bulunmuştur ( $p < 0.05$ ). I Bond kontrol grubu (6. Grup) ve Clearfil Protect Bond kontrol grubu (4. Grup) arasında ise fark bulunamamıştır.

Yüzeyel çevresel dentin ve yüzeyel santral dentinin deney ve kontrol gruplarının karşılaştırıldığı t testinde, sadece yüzeyel çevresel dentin ile yüzeyel santral dentinin Prime&Bond NT kontrol grupları arasında fark bulunamamışken diğer tüm gruplarda yüzeyel santral dentin gruplarının bağlanma dayanımı değerleri yüzeyel çevresel dentin gruplarından yüksek bulunmuştur ( $p > 0,05$ ).

	YÜZEYEL ÇEVRESEL DENTİN (MPa) ORT $\pm$ SD	YÜZEYEL SANTRAL DENTİN (MPa) ORT $\pm$ SD	p
PRIME&BOND NT DENEY (1. GRUP)	24.2 $\pm$ 11.1	36.9 $\pm$ 17.4	0.019
PRIME&BOND NT KONTROL (2. GRUP)	38.4 $\pm$ 17.4	38.1 $\pm$ 29.9	0.969
CLEARFIL PROTECT BOND DENEY (3. GRUP)	15.9 $\pm$ 10.9	29.1 $\pm$ 16.9	0.013
CLEARFIL PROTECT BOND KONTROL (4. GRUP)	26.2 $\pm$ 12.4	42.3 $\pm$ 25.7	0.021
I BOND DENEY (5. GRUP)	21.4 $\pm$ 9.2	30.5 $\pm$ 15.8	0.040
I BOND KONTROL (6. GRUP)	18.2 $\pm$ 8.9	34.8 $\pm$ 16.2	0.001

**Tablo 4–1** Mikro gerilimsel bağlanma testi sonuçları

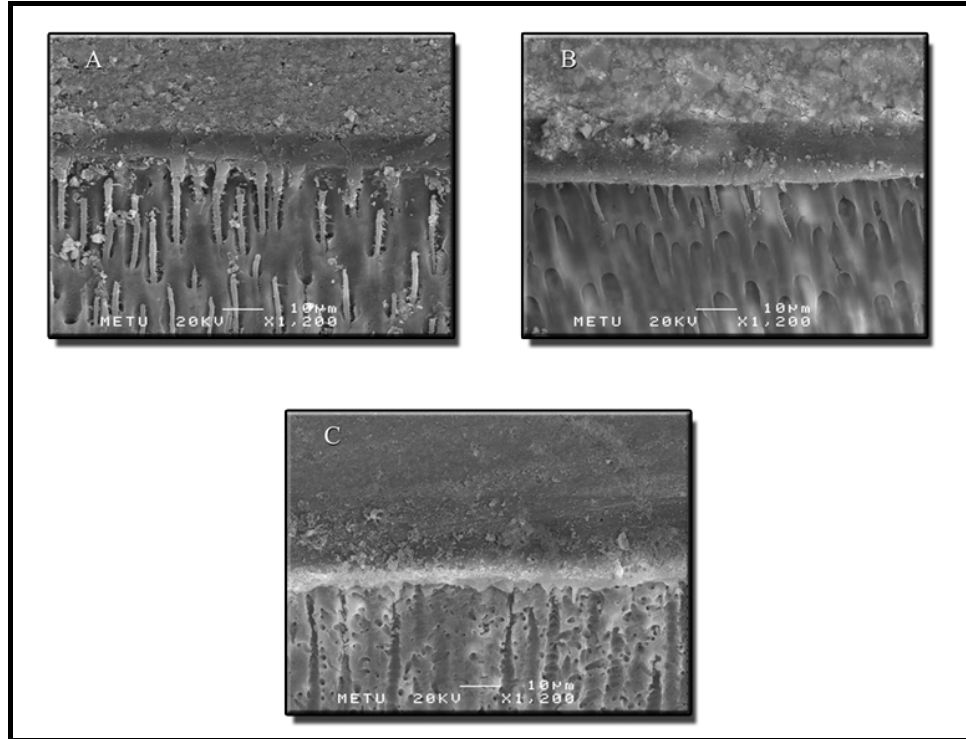
## SEM DEĞERLENDİRİLMESİ:

### Rezin Dentin Ara Yüzeyleri

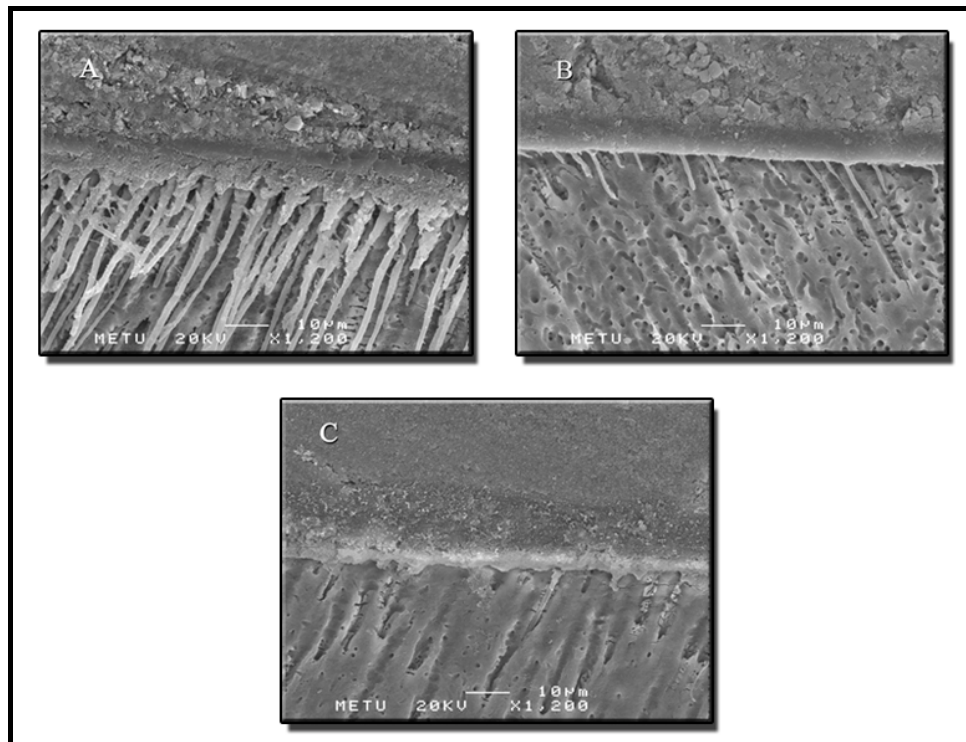
Üretici firma önerilerine göre (kontrol) hazırlanmış örneklerin rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları Resim 4-1'de yer almaktadır. Total pürüzlendirme + Prime & Bond NT grubunda (Grup 2) yaklaşık 10µm kalınlığında düzenli bir adeziv tabaka ve bunun devamında lateral tübül hibridizasyonu ile karakterize rezin tag oluşumu izlenmiştir (Resim 4-1A). I Bond grubunda (Grup 6) kalınlığı 1-2 µm arasında değişen yer yer kesintili ve düzensiz bir hibrit tabakanın devamında 5-7 µm kalınlığa sahip bir adeziv tabaka izlendi (Resim 4-1C). Bu gruptaki örneklerde zayıf bir tübül penetrasyonu ve çok az sayıda kısa ve ince rezin tag benzeri oluşumlara rastlanmıştır. Clearfil Protect Bond grubunda (Grup 4) ise kalınlığı 3-5 µm arasında değişen ve devamında yaklaşık 5 µm kalınlığında adeziv tabaka izlenen kontrol grubunda, az sayıda ve deney grubuna kıyasla daha ince rezin taglarına rastlanılmıştır (Resim 4-1B). Lateral tübül hibridizasyonu ise izlenmemiştir.

Tükürük ile kontamine edilmiş (deney) örneklerin rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM görüntüleri ise Resim 4-2'de izlenmektedir. Total pürüzlendirme + Prime&Bond NT grubunda (Grup 1) yaklaşık 5 µm kalınlığında bir hibrit tabaka ve onun devamındaki 5-10 µm kalınlığındaki adeziv tabakanın kesintisiz bir şekilde kompozit dentin ara yüzeyinde yer aldığı, hibrit tabaka devamında iyi bir tübül hibridizasyonu ile karakterize rezin tag formasyonu izlenmiştir (Resim 4-2A). I Bond grubunda (Grup 5) kalınlığı 2-5 µm arasında değişen bir hibrit tabakanın devamında 10-12 µm kalınlığında devamlı bir adeziv tabaka izlenmiştir (Resim 4-2C). Hibrit tabakanın devamında zayıf tübül penetrasyonu ile karakterize kısa rezin taglarına rastlanılmıştır. Clearfil Protect Bond grubunda (Grup 3) ise kalınlığı 3-5 µm arasında değişen hibrit tabakanın üzerinde yaklaşık 10-15 µm kalınlığında bir adeziv tabaka izlenilmiştir (Resim 4-1B). Kontrol grubuna

kıyasla daha ince ve az sayıda rezin taglara rastlanılmış ancak bunların da lateral hibridizasyon gösterdiği izlenmiştir.



**Resim 4-1** A. Prime & Bond NT B. Clearfil Protect Bond C. I Bond



**Resim 4-2** A. Prime & Bond NT B. Clearfil ProtectBond C. I Bond

### Kırılma Paternleri (Fractografi)

Işık mikroskopu altında yüzeyel santral dentin ve yüzeyel çevresel dentinin kopma yüzeyleri incelenmiş ve kırılmanın tipine göre “Adeziv Tabaka İçinde Kopma, Dentin İçinde Kohesiv Kopma, Kompozit İçinde Koheziv Kopma, Dentin-Adeziv İçinde Mixed Kopma, Kompozit-Adeziv İçinde Mixed Kopma, Dentin-Adeziv İçinde Mixed Kopma” olarak kaydedilerek “%” cinsinden (Tablo 4–2) ve (Tablo 4–3) sınıflandırılmıştır.

	Adeziv Tabaka İçinde Kopma (%)	Dentin İçinde Kohesiv Kopma (%)	Kompozit İçinde Koheziv Kopma (%)	Dentin-Adeziv İçinde Mixed Kopma (%)	Kompozit-Adeziv İçinde Mixed Kopma (%)
PRIME&BOND NT DENEY (1. GRUP)	45.5	27.3	9.1	9.1	9.1
PRIME&BOND NT KONTROL (2. GRUP)	100.0	0	0	0	0
CLEARFIL PROTECT BOND DENEY (3. GRUP)	28.6	0	0	71.4	0
CLEARFIL PROTECT BOND KONTROL (4. GRUP)	57.1	0	0	42.9	0
I BOND DENEY (5. GRUP)	37.5	0	0	50.0	12.5
I BOND KONTROL (6. GRUP)	72.7	0	0	18.2	9.1

**Tablo 4–2** Yüzeyel Santral Dentinde Kırılma Paternleri

	Adeziv Tabaka İçinde Kopma (%)	Dentin İçinde Koheziv Kopma (%)	Kompozit İçinde Koheziv Kopma (%)	Dentin-Adeziv İçinde Mixed Kopma (%)	Kompozit-Adeziv İçinde Mixed Kopma (%)
PRIME&BOND NT DENEY (1. GRUP)	50.0	0	0	33.3	16.7
PRIME&BOND NT KONTROL (2. GRUP)	62.5	25.0	0	12.5	0
CLEARFIL PROTECT BOND DENEY (3. GRUP)	57.1	0	0	28.6	14.3
CLEARFIL PROTECT BOND KONTROL (4. GRUP)	50.0	16.7	0	16.7	0
I BOND DENEY (5. GRUP)	83.3	0	0	16.7	0
I BOND KONTROL (6. GRUP)	0	0	0	14.3	85.7

**Tablo 4-3** Yüzeyel Çevresel Dentinde Kırılma Paternleri

## TARTIŞMA

Klinik başarının değerlendirilmesi restoratif materyaller ile diş dokusu arasındaki bağlanmanın kalitesi ve bu bağlanmanın ne kadar kalıcı olduğu ile ölçülmektedir. Materyal seçiminde estetik, adezyon, fiziksel dayanıklılık ve stabilite oldukça önemli bir yer tutmaktadır. Dişhekimliğinde her gün yeni ürünler piyasaya sürülmekte ancak bu materyallerin ağız içi dayanıklılığının ölçülebilmesi için klinik çalışmalar zaman yetersizliği nedeniyle yapılamamaktadır. Daha kısa sürede sonuç alınabilmesi amacı ile bağlanma dayanımı testleri günümüzde in vitro deneylerle sağlanmaya çalışılmaktadır (93).

Bağlayıcı materyallerin performansını değerlendirmenin en kolay yöntemlerinden biri de dentin veya mine ile bağlayıcı materyallerin bağlantı dayanım kuvvetinin değerlendirilmesidir. Bu değerlendirme, bağlantı yüzeyine gerilim veya makaslama kuvveti uygulanması ardından kopmanın gerçekleştiği andaki birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi ile yapılmaktadır. Bununla birlikte bu teknikle yapılan ölçümlerde örnekler arasında oldukça fazla farklı sonuçlar gözlenmiş ve diş yapıları ile rezin kompozitler arasında bağlantı kuvvetini ölçmede kesin verilerin elde edildiği metodlar olmadığı görülmüştür (9).

Mikro gerilim bağlantı testi, dental materyaller ile diş yapıları arasındaki bağlantının in vitro veya in vivo olarak gerçekçi, doğru ve pratik bir test metodu ile değerlendirilmesi gerekliliğinden geliştirilmiştir. Uygulanan kuvvetin daha homojen dağıtılması sonucu çoğunlukla dentin ile rezin arasında adeziv kopma izlendiğinden mikro gerilim testinin ortaya koyduğu sonuçlar makaslama bağlantı kuvveti testlerine oranla daha güvenilir bulunmuştur. Dr. David Pashley'in "Aletler ne kadar önemli olursa olsun çözümün sadece bir yarısını oluşturur, diğer yarısını kullanılan teknik oluşturur." sözü doğru tekniği uygulamanın materyallerin performansını değerlendirmede ne kadar önemli olduğunu çok iyi vurgulamaktadır (94).

Mikro gerilim bağlantı testinin günümüzde rağbet görmesinin nedeni bu metodun temelini çok küçük örnekler kullanılarak adeziv ara yüzeylerinin bağlantı kuvvetlerinin ölçülmesine olanak tanımasıdır. Teknik aynı zamanda

dentinde daha az koheziv hata oluşumuna ve dişin farklı bölgelerinin bağlantı kuvvetlerini değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır (95, 9). Mikro gerilim bağlantı testinde daha küçük örnekler kullanılması stresin daha uygun dağılmasını ve dolayısıyla da daha gerçekçi kopma değerlerinin elde edilmesini sağlamaktadır (71).

Daha önce bahsedilenlerin ışığı altında bölgesel bağlantı kuvvetlerini değerlendirmede olanak sağlaması, çok küçük alanlarda ölçüm yapılmasına izin vermesi, daha güvenilir sonuçlar göstermesi, bağlantı kopma yüzeylerinin SEM altında incelenebilir olması ve kolay uygulanabilir bir metod olması nedeniyle çalışmamızda bağlantı kuvvetinin değerlendirilmesinde mikro gerilim bağlantı test metodunu tercih edilmiştir.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanımı testinde kullanılacak cihazın kafa hızının 0.45 mm/dk - 1.05 mm/dk veya en fazla 5 N/dk sabit artışla yapılması gerekmektedir (73). Bağlanma dayanımı testlerinde, özellikle gerilim testlerinde kafa hızının düşük tutulması tavsiye edilmektedir (96). Hara ve ark.(79) değişen kafa hızlarında, aynı materyallerde, çok farklı yüzdelerde kırılma paternleri elde etmişlerdir. 5 mm/dk kafa hızında % 47 adeziv kopma izlenirken, 0,5 mm/dk kafa hızında % 92,6 adeziv kopma değeri gözlemlenmişlerdir. Artan kafa hızı koheziv kırılma olasılığını arttırarak hatalı sonuçların çıkmasına yol açmaktadır (79). Çalışmamızda kullanılan kafa hızı ISO standartlarının öngördüğü aralık arasındadır.

Gerilim testlerinde, bağlantı ara yüzeyindeki stres dağılımlarının düzgün bir şekilde oluşabilmesi için, bağlanma için hazırlanan diş dokusu üzerine en az 5 mm yükseklikte dolgu materyali uygulanması gerektiği ifade edilmektedir (97). Bu nedenle çalışmamızda hazırlanan dentin yüzeylerine kompozit rezin yüksekliği en az 5 mm olacak şekilde uygulanmıştır.

Rezin esaslı dental kompozitlerin mine-dentin pürüzlendiricisi ve bağlayıcısıyla tam bir sistem olduğu kabul edilmektedir (98). Hibrit kompozitler farklı şekillerde inorganik doldurucular, yüksek molekül ağırlıklı di metakrilatlar, farklı aktivatörler ve UV stabilizerleri içermektedir. Klinikteki güvenli kullanımları yanında genellikle kompozitin bu içerikleri ile uyumlu bağlanma morfolojisi ve bağlanma kuvveti gösteren mine-dentin bağlayıcıları

ile değerlendirilmektedir. Bu nedenle klinik performansı değerlendirmede kompozitin kendi mine-dentin bağlayıcısı ile birlikte kullanılması gerektiği düşünülmektedir. Çünkü kompozitin fiziksel özellikleri sadece bu maddenin içeriğine değil aynı zamanda birlikte kullanıldığı bağlayıcı sistemin özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmektedir (99). Klinik çalışmalar rezin kompozitlerin doğru şekilde uygulanmaları durumunda posterior restorasyonlarda uzun ömürlü olduklarını ortaya koymuştur (100, 101). Biz de bu bilgilerin ışığı altında dentin bağlayıcı ajanları kendi üretici firmalarının öngördüğü rezin esaslı kompozit materyalleri uygulanmıştır.

Restoratif materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlantının ağız ortamı içerisinde dayanıklılığının anlaşılabilmesi için bu ortamın simüle edilmesi gerekmektedir. Ağız ortamında suyun hidrolitik etkileri ile karşı karşıya kalan restorasyonlarda zaman içerisinde fiziksel ve kimyasal değişimler olmaktadır (73). Bu değişikliklerin deney ortamına yansıtılabilmesi için bağlanma dayanımı testi yapılana kadar örneklerin su içerisinde belirli sürelerde saklanması gerekmektedir (102).

ISO standartlarına göre ağız ortamındaki hidrolitik yıkımı simüle etmek için örnekler kısa veya uzun dönem suda bekletilir ya da termal siklus işlemine tabi tutulmalıdırlar. Kısa süre bekletme süresi 24–48 saat, uzun dönem bekletme süresi ise 30–180 gün arasında değişmektedir (73).

Kitasako ve ark. (88) bu konuda yaptıkları bir çalışmada suyun günlük ya da haftalık değişiminin bağlanma kuvveti değerlerini etkilediğini bildirmişlerdir. Bir yıl süre ile beklettikleri örneklerde bir grubun suyunu her gün, diğer grubun suyunu ise haftada bir değiştirirken başka bir grupta ise suyu hiç değiştirmemişlerdir. Suyu hiç değiştirilmeyen grubun içerisinde saklanan örneklere bağlanma kuvveti testi uyguladıklarında çok daha yüksek sonuçların çıktığını rapor etmişlerdir.

Bu nedenle çalışmamızda 90 gün bekletilen örneklerin suyu her gün değiştirilmiştir.

Mikro gerilim test metodu çok küçük örneklerin değerlendirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu amaçla dişlerden yarısı diş dokusunu diğer yarısı ise restoratif materyali içeren kum saati (hourglass shaped) veya

çubuk (beam shaped stick) şeklinde seri kesitler alınmaktadır. Böylece tekniğe bağlı olarak kesit alanları 0.5–1.5 mm<sup>2</sup> arasında değişen ve iki tabakayı arayüzeyde bir arada tutan bağlayıcı yüzeyin test edilmesi mümkün olmaktadır (95, 89). Bununla birlikte örneklerin hazırlanmasında ve kuvvetin yüklenmesinde bu teknik oldukça hassastır. Örneklerin mikro gerilim testine hazırlanması sırasında kesilmesi ve/veya trimlenmesi özellikle titreşimin iletimi nedeniyle bağlantıda prematür hatalara neden olabilmektedir. Örneklerin kum saati şeklinde hazırlanması sırasında freze bağlantı ara yüzeyinde preperasyon yapılması hata oluşması riskini arttırmaktadır (90, 91). Buna alternatif olarak trimleme yapılmadan (non-trimming teknik) hazırlanan ışın şeklinde örneklerde daha az travma oluşması ve 5 MPa gibi düşük değerlere kadar bağlantı kuvveti ölçülmesi mümkün olmaktadır (90, 93, 71). Bununla birlikte Betamar ve ark. (142) yaptıkları bir araştırmada kum saati, çubuk ve dambıl olmak üzere üç değişik şekilli örnek hazırlamışlar ve aynı bağlayıcı ajanla yaptıkları mikro gerilim testinin sonucunda örnek hazırlama yöntemleri arasında bağlanma dayanımı açısından bir farklılık gözlememişlerdir. Çalışmamızda kullanılan örneklerde bu nedenle trimleme yapılmamıştır.

Bağlanma dayanımı testlerinde sonuçları seçilen diş grubu, dişlerin saklanma koşulları, çalışılacak sert doku derinliği ve örnek yüzeylerini hazırlama teknikleri de etkilemektedir (93, 88).

Deneyde kullanılan diş gruplarının benzer özellikler göstermesi alınan kesitlerde homojeniteyi arttırmakta dolayısıyla standardizasyonu kolaylaştırmaktadır. Bununla birlikte çalışmamızda sadece süt ikinci azı dişler kullanılmıştır.

Deney amacı ile biriktirilen dişlerin saklama koşulları hakkında literatürde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda genel olarak dişler oda sıcaklığındaki çeşme suyu, distile su veya serum fizyolojik içerisinde +4 °C'de veya derin dondurucuda -20° C ile -40° C arasında saklandığı görülmektedir (103, 104, 105, 106). Bu saklama koşullarının bağlanma dayanımı sonuçlarını etkilemediği bildirilmiştir (102). Çalışmamızda dişler +4 °C'de distile su içerisinde bekletilmiştir.

Dentin karmaşık bir biyolojik yapıya sahip olduğundan yapısal bileşenleri ve dentinin özellikleri bağlantı kuvvetini etkilemektedir. Bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvveti değerleri bağlanma deneylerinin yapıldığı dentin bölgesine göre değişiklikler göstermektedir (41).

Daha önceki çalışmalarda dentine bağlantı kuvvetinin yüzeyel dentinde derin dentine gidildikçe azaldığı belirtilmiştir (107, 108, 109, 110, 41). Bunun nedeni hala belirsizlik arz etmekle birlikte yüzeyel dentinde bağlanan dentin miktarının daha fazla olması bir başka deyişle dentinde derinlik arttıkça intertübüler dentin oranının azalması olarak gösterilmektedir (111, 112). Tüm bunlara ek olarak süt molar dişlerde koronel pulpa odasının dişin dış çapına oranla daha fazla olması süt molar dişlerden örnek olarak alınan dentin miktarının standardize edilmesini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan tüm dişler de oklüzal pitinin 2 mm apikalinden geçecek şekilde kesiler gerçekleştirilmiştir. Böylece deneyde kullanılan örneklerin standardize edilmesi sağlanmış ve sadece yüzeyel dentin kullanılmıştır (43, 113, 114).

Örnek yüzeylerinin hazırlanma yöntemleri de bağlanma deneylerini etkileyen faktörlerdendir (73).

Bu nedenle çalışmamızda bağlanmanın yapılacağı düz dentin yüzeyleri 1000 grit silikon karbit zımpara ile su altında düzleştirilmiştir. Böylelikle bağlanma kuvveti deneyleri sırasında daha homojen stres dağılımı elde edilmiştir (106).

Dentinin içeriği ve yapısındaki değişiklikler sadece derinliği ile değil, bölgesel olarak da değişmektedir (26).

Süt molar dişlerin aproksimal yüzeyinde dentin tübüllerinin yerleşimi de bağlantıyı etkilemektedir. Çevresel dentinde dentin tübülleri genellikle oblik veya yatay düzleme paralel doğrultudadır (115).

Gwinnet (116) bir çalışmasında dentin tübüllerinin kendi uzun eksenlerine dik olacak şekilde açığa çıktığı yerlerdeki bağlantı kuvveti değerlerine hem dentin tübüllerine rezin infiltrasyonunun hem de intertübüler matrikse rezin infiltrasyonunun etki ettiğini göstermiştir. Bununla birlikte

aprosimal kavitelere ortaya çıkan dentin tübüleri genellikle oblik ya da dişin uzun eksenine dik doğrultuda olacak şekilde dizilmişlerdir.

Teorik olarak dentin tübüllerinin dişin uzun eksenine dik doğrultuda dizildiği bu bölgelerde rezin tag oluşumu mümkün gözükmemektedir (117). Bununla birlikte Çehreli ve arkadaşları (118) süt molar dişlerde yaptıkları ve dentin orientasyonunun mikrotensile bağlanma dayanımını test ettikleri çalışmalarında, aseton esaslı iki aşamalı total-etch bağlayıcı ajan olan Prime&Bond NT kullanmışlar ve dentin tübüllerinin diş yüzeyine paralel dizildiği aproksimal dentinde bağlantı kuvvetinin diş yüzeyine dik olduğu oklüzal dentin yüzeyinden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Harnirattisai ve arkadaşlarının (119, 120) hipotezine göre tübüler orientasyon intertübüler dentinin hibridizasyonuna etki etmektedir.

Dentin tübüllerinin diş yüzeyine paralel dizildiği aproksimal dentin yüzeylerinde hibrid tabakanın daha ince olduğu gösterilmiştir (120). Bununla birlikte hibrid tabaka kalınlığının bağlantı kuvvetine etki etmediği birçok çalışmada gösterilmiştir (121, 122, 123). Hibrid tabakanın kalınlığındansa kalitesinin daha önemli olduğu görülmüştür (32).

Purk ve arkadaşları (124) dört ayrı dentin bağlayıcı ajanın daimi üçüncü molarların çevresel ve santral dentine bağlantı kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında su bazlı üç aşamalı total-etch bağlayıcı ajan olan Adper Scotchbond Multipurpose, su bazlı iki aşamalı self-etch bağlayıcı ajan olan Clearfil SE Bond, aseton bazlı iki aşamalı total-etch bağlayıcı ajan olan Prime&Bond NT ve etanol bazlı iki aşamalı total-etch bağlayıcı ajan olan PQ1 arasında bağlanma testinin yapıldığı bölgelere bağlı istatistiksel bir fark bulunmadığını ancak kullanılan bağlayıcı ajanların içeriklerine bağlı olarak aralarında değişik bağlanma değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Rezin bazlı kompozit restorasyonların doğru bir şekilde bağlanabilmesi için büzülme (shrinkage) vektörlerinin yönünün teorik olarak bağlanan yüzeylerde karşılıklı olması gerekmektedir (125). Bu durum polimerizasyon esnasında rezin kompozit restorasyonun bağlandığı yüzeyin merkezden ziyade çevresel yüzeyden kopmasına neden olmaktadır (126).

Cabrera ve Macorra (127)'nin polimerizasyon büzülmesinin mikrogerilim bağlanma dayanımına etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, polimerize olan rezin bazlı kompozit rezin kütlesinin merkezinden uzaklaştıka mikrogerilim bağlanma dayanımının düştüğünü göstermişlerdir.

Bizim alışmamızda sadece yüzeyel çevresel dentin ile yüzeyel santral dentinin Prime&Bond NT kontrol grupları arasında fark bulunamamışken diğer tüm gruplarda yüzeyel santral dentin deney ve kontrol gruplarının bağlanma dayanımı değerleri yüzeyel çevresel dentin gruplarından yüksek bulunmuştur ( $p > 0,05$ ). Yapılan diğer çalışmaların aksine (128, 124, 118) bağlantı kuvvetindeki bu sonucun çevresel dentine polimerizasyon büzülmesinin uyguladığı kuvvet nedeniyle ortaya çıktığı dentindeki morfolojik farklılıklardan kaynaklanmadığı düşünülmektedir.

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

Tükürüğün % 99,4' su ve % 0,6' sı makromoleküller, organik ve inorganik partiküllerden oluşmaktadır (129). Tükürükte bulunan proteolitik enzimlerin açığa çıkmış kollajen ağdaki kollajen ve jelatinleri parçalamasıyla bağlanmanın zayıflayabileceği bildirilmektedir (38).

Biz bu çalışmamızda kontaminasyon ajanı olarak klinik şartlarını yansıtması amacı ile doğal tükürük kullandık. Daha önce yapılan birçok çalışmada da kontaminasyon ajanı olarak sağlıklı insan tükürüğü tercih edilmiştir (130, 131, 132,133).

Tükürük kontaminasyonunun dentin bağlayıcı ajanların bağlantı kuvvetine etkileri ile ilgili çalışmalarda tam bir fikir birliğine varılamamıştır (134).

Fritz ve arkadaşları (135) yaptıkları çalışmalarında tükürüğün etkisini araştırdıkları çalışmalarında aseton bazlı tek aşamalı self-etch bağlayıcı ajan kullanmışlar ve tükürük kontaminasyonunu asitle przlendirme sonrası,

adeziv uygulaması sonrası, adezivin polimerizasyonu sonrası değişik aşamalarda uygulamışlar, rezin içerikli kompozitlerin tükürükle kontamine olan dentin yüzeyine ortalama bağlanma kuvvetini % 50 azalttığını bildirmişlerken, Hansen ve Munksgaard (136) glutraldehit içeren tek aşamalı self-etch adeziv olan Gluma ve Scotchbond Duel Cure 'un dentin adeziv uygulaması öncesi ve sonrası tükürük kontaminasyonunun bağlantı kuvvetini etkilemediğini bulmuşlardır. El-Kalla ve Garcia-Godoy (137) Prime&Bond 2.1, One Step, Tenure Quik, Syntac Single Component kullanarak tükürük kontaminasyonunun bağlantı direncine etkisini araştırdıkları çalışmalarında pürüzlendirilmiş, hafifçe kurutulmuş ve adeziv uygulamadan önce tükürükle kontamine edilmiş dentin yüzeyindeki bağlantı kuvvetinin kontamine olmamış dentin yüzeyindeki bağlantı kuvveti ile arasında fark olmadığını, bağlantı kuvvetine tükürük proteinlerinin varlığı değil asıl kollajen ağ içindeki suyun etki ettiğini bildirmişlerdir.

Bununla birlikte aseton veya etanol bazlı hidrofilik adeziv bağlayıcıların tükürükle kontamine olan dentin yüzeyine diffüze olarak veya su ile yer değiştirerek polimerizasyon sonrası kollajenle bağlanabileceği iddia edilmektedir (137).

Su bazlı bağlayıcı ajanların nemli dentin yüzeyine uygulanmasında Jacobsen ve Söderholm (138) suyun aseton ve etanol kadar kolaylıkla ve tamamen buharlaşmamasından ötürü kollajen ağın HEMA moleküllerince doyurulamayacağını öne sürmektedirler. Bu nedenle de su bazlı dentin bağlayıcı ajanlar kullanıldığında tükürük ile kontaminasyon bağlantıyı etkileyebilmektedir. Çalışmamızda kullanılan bağlayıcı ajanlardan Prime&Bond NT ve I Bondun aseton bazlı olması yüzeyel santral dentinin deney ve kontrol grupları arasında bir farklılık gözlenmemesine neden olabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte Clearfil Protect Bondun su bazlı olmasına rağmen yüzeyel santral dentinde kontrol grubu ile arasında fark bulunmaması bağlayıcı ajanın içeriğindeki diğer bileşenlerle alakalı olabileceğini ve bu konuda daha ileri çalışmaların yapılmasına gerek olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamızda yüzeyel çevresel dentinin deney grupları arasında istatistiksel olarak fark olmamasına karşın Prime&Bond NT ortalama bağlanma dayanımı açısından Clearfil Protect Bond ve I Bond bağlayıcı ajanlarından daha yüksek bir değer göstermektedir. Bu da genel bilgiler bölümünde anlatılan total etch ve self etch bağlayıcı ajanların kıyaslandığı ve total etch bağlayıcı ajanların bağlanma dayanımının daha yüksek bulunduğu çalışmalarla (59, 139) paralellik göstermektedir.

Yüzeyel çevresel dentinin kontrol grupları arasında bağlanma dayanım testine en yüksek dayanımı Prime&Bond NT' nin göstermiş olması da total etch sistemlerin daha yüksek değerlerde bağlanım göstermesini desteklemektedir.

Çalışmamızda rezin ile dentin ara yüzeylerini incelediğimiz SEM değerlendirmesinde yüzeyel çevresel dentinin deney ve kontrol gruplarının hepsinde ve yüzeyel santral dentinin kontrol grubunda adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlenmiştir. Bu beklenen bir sonuçtur çünkü süt dişi dentininde hibrit tabaka daha kalın olmakta bu da adeziv tabakanın elastikiyetini arttırmaktadır (43). Bununla birlikte yüzeyel santral dentinde Prime&Bond NT'nin deney gruplarında adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlemlenirken Clearfil Protect Bond ve I Bond'un deney gruplarında dentin ve adezivde mixed kopma görülmüştür. Bunun bağlayıcı ajanların içerikleri ve bağlanma mekanizmaları ile ilgili bir durum olduğu ve bağlayıcı ajanların içerikleri ve hibridizasyonlarının bağlanma dayanımına farklı etkileri olduğu düşünülmektedir (140).

İn vitro çalışmalar, kullanılan materyallerin potansiyel klinik performansları hakkında yalnızca yorumda bulunulmasına yardımcı olur. Materyallerin in vivo olarak değerlendirilmesi ise gerçek potansiyellerinin belirlenmesi için gereklidir (141). Bu nedenle oldukça zaman alıcı, pahalı ve kontrolü zor olmasına rağmen daha fazla sayıda ve daha uzun süreli klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

## SONUÇLAR

Bu çalışmada, süt birinci molar dişlerin yüzeyel dentinin santral ve periferel bölgelerinden alınan örneklerde tükürük kontaminasyonunun varlığının mikrogerilimsel bağlanma dayanımını etkileyip etkilemediği üç değişik adeziv sistem kullanılarak in vitro olarak değerlendirilmiştir. Buna göre aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmıştır:

1. Kullanılan her üç bağlayıcı ajan sisteminde de tükürük kontaminasyonunun varlığı yüzeyel santral dentine ait örneklerde deney ve kontrol grupları arasında ve yüzeyel çevresel dentinin deney grupları arasında istatistiksel olarak fark yaratmamıştır.
2. Yüzeyel çevresel dentinde Prime & Bond NT kontrol grubu kendi deney grubuna göre, Clearfil Protect Bond kontrol grubu ise kendi deney grubuna göre istatistiksel olarak daha yüksek sonuçlar gösterirken I Bond kontrol grubu ile kendi deney grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.
3. Yüzeyel çevresel dentinin kontrol grupları içerisinde bağlanma dayanım kuvveti açısından Prime & Bond NT diğer bağlayıcı ajanlardan istatistiksel olarak yüksek değer gösterirken I Bond kontrol grubu ile Clearfil Protect Bond grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.
4. Sadece yüzeyel çevresel dentin ile yüzeyel santral dentinin Prime&Bond NT kontrol grupları arasında fark bulunamamışken diğer tüm gruplarda yüzeyel santral dentinin deney ve kontrol gruplarının bağlanma dayanım değerleri yüzeyel çevresel dentin gruplarından yüksek bulunmuştur.
5. Çalışmamızda rezin ile dentin ara yüzeylerini incelediğimiz SEM değerlendirmesinde yüzeyel çevresel dentinin deney ve kontrol gruplarının hepsinde ve yüzeyel santral dentinin kontrol grubunda adeziv tabaka içerisinde koheziv kopma gözlenmiştir.
6. Kopma paternlerinin SEM değerlendirmesinde yüzeyel çevresel dentinin deney ve kontrol gruplarının hepsinde ve yüzeyel santral

dentinin kontrol grubunda adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlenmiştir. Bununla birlikte yüzeyel santral dentinde Prime&Bond NT'nin deney gruplarında adeziv tabaka içersinde koheziv kopma gözlemlenirken Clearfil Protect Bond ve I Bond'un deney gruplarında dentin ve adezivde mixed kopma görülmüştür.

## KAYNAKLAR

1. Sturdevant JR, Lundeen TF ve Studer TB. (2002). *Clinical Significance Of Dental Anatomy, Histology, Physiology And Occlusion. "Sturdevant's Art & Science Of Operative Dentistry"* (ed. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ.)'de, Mosby, St. Louis, 4<sup>th</sup> Ed., , Ch 2, s.22-31
2. Van Merbeeck B,Perdigao J,Lambrechts P, Vanherle G. (1996). Enamel And Dentin Adesion. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach.* Illionis, Quintessence Publishing Co, Inc,141–186
3. Garcia-Godoy F, Donly KJ.(2002). Dentin Enamel Adhesives in Pediatric Dentistry. *Pediatric Dentistry*, 24: 462–464
4. Croll TP. (2000). *Adhesion In Pediatric Dentistry.* "Adhesion: The Silent Revolution" (ed. Roulet JF, Degrange M)'de, Quintessence Pub. Co, Inc., Berlin, Ch10, s.173-196
5. Hosoya Y. Resin Adhesion To The Ground Young Permanent Enamel: Influence Of Etching Times and Thermal Cycling Test.(1994). *J Clin Pediatric Dentistry*, 18(2): 118–122
6. Staehle HJ. (1999). Minimally Invasive Restorative Experimental. *J Adhesive Dentistry.*; 1: 267–284
7. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. (1995). Nanoleakage: Leakage Within the Hybrid Layer. *Operative Dentistry*, 20(1), 18–25
8. Shinchij MJ, Soma K, Nakabayashi N. (2000).The Effect Of Phosphoric Acid Concentration On Resin Tag Length And Bond Strength Of A Photo Cured Resin To Acid Etched Enamel. *Dental Materials*,16(5), 324–329
9. Sano H, Shono T, Matthews WG, Pashley DH. (1994). Relationship Between Surface Area For Adhesion And Tensile Bond Strength Evaluation Of A Micro-Tensile Bond Test. *Dental Materials*,10, 236–240

10. Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. (1998). Comparison Of The Resin Dentin Interface In Primary And Permanent Teeth. *Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*, 22(4), 293–298
11. Kaaden C, Schmalz G, Powers JM. (2003). Morphological Characterization Of The Resin Dentin Interface In Primary Teeth. *Clinical Oral Investigation*, 7, 235–240
12. Park JW, Lee KC. (2004). The Influence Of Salivary Contamination On Shear Bond Strength Of Dentin Adhesive Systems. *Operative Dentistry*, 29(4), 37–442
13. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, De Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, Kaga M, Pashley DH. (2006 Jun). The Effects Of Common Errors On Sealing Ability Of Total Etch Adhesives. *Dental Materials*, 22(6), 560–568
14. Powers JM, Fingers WJ, Xie J. (1995). Bonding Of Composite Resin To Contaminated Human Enamel And Dentin. *Journal Of Prosthodontics*, 4, 28–32
15. Avery JK. (2000). Dentin. “*Essentials of Oral Histology and Embryology*” (ed. Steele PF.)’de, Mosby 2<sup>nd</sup> Ed, Ch 8, s.94–106.
16. Avery JK. (1991). Dentin “*Orban’s Oral Histology and Embryology*” (ed. Bhasker SN.)’de, Mosby Year Book, St. Louis-Toronto, 11<sup>th</sup> Ed, Ch 4, s.106–120.
17. Pashly DH. (2002). Pulpodentin Complex. “*Seltzer and Bender’s Dental Pulp*” (ed. Hargreaves KM, Goodis HE)’de, Quintessence Publishing Co, Inc, Ch 4, s.63–85
18. Towbridge H, Kim S, Suda H. (2002). Structure and Functions of the Dentin and Pulp Complex. “*Pathways of the Pulp*” (ed. Cohen S, Burns RC.)’de, Mosby, St. Louis, 8<sup>th</sup> Ed, Ch 11, s.411–419
19. Mjör IA. (1979). Dentin and Pulp. “*Histology of the Human Tooth*” (ed. Mjör IA, Fejerskov O.)’de, Munksgaard, Copenhagen, 2<sup>nd</sup> Ed, , Ch 4, s.43–51

20. Permer D. (1972). Dentin. "Oral Embryology and Microscopic Anatomy" (Ed. Permer D)'de, Lea & Febiger. Philadelphia, 5<sup>th</sup> Ed., , Ch 4, s.54-61
21. Koutsi V, Noomam RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. (1994). The Effect of Dentin Depth on the Permeability and Ultrastructure of Primary Molars. *Pediatric Dentistry*, 1, 29–35
22. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ.(1999). Microstructure of Primary Tooth Dentin. *Pediatric Dentistry*, 21(7), 439–444
23. Rontani RMP, Ducatti CH, Garcia-Godoy F, De Goes MF. (2000). Effect of Etching Agent on Dentinal Adhesive Interface in Primary Teeth. *Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*, 24(3), 205–209
24. Ruschel HC, Chevitaese O. (2003). A Comparative Study of Dentin Thickness of Primary Human Molars. *J Clin Ped Dent*, 27(3), 277–281
25. Nakabayashi N, Pasley D. (1998). *Evolution Of Dentin Resin Bonding. Hybridization of Dental HardTissues*. Osaka, Quintessence Publishing Co, Inc, 1–20
26. Edward J.S. (2002). Dentin Enamel Adhesives: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456–461
27. Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. (1998). The Clinical Performance Of Adhesives. *Journal Of Dentistry*, 26, 1–20
28. Tyas MJ, Burrow MF. (2004). Adhesive Restorative Materials: Review *Australian Dental Journal*, 49(3), 112–121
29. Kugel G, Ferrari M. (2000). The Science Of Bonding: From First To Sixth Generation. *Journal Of American Dental Association*, 131 ( SI ), 20–25
30. Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. (1999). Adhesion Mechanism Of Self Etching Adhesives. Tagami J, Toledano M, Prati C. "Advanced Adhesive Dentistry International Symposium" da. Granada, Kuraray Co. Ltd, 131–148

31. Nakabayashi N, Pasley D. (1998). Evolution Of Dentin Resin Bonding. Nakabayashi N, Pasley D. "Characterization of the Hybrid Layer" da. Osaka, Quintessence Publishing Co, Inc, 57–82
32. 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. *Journal Of Dental Research*, 84, 118–132
33. Van Meerbeek B, Varas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P. (2001). Adhesives And Cements To Promote Preservation Dentistry. *Operative Dentistry*, 26, 119–144
34. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Viyaj P. (2003). Buonocore Memorial Lecture: Adhesion To Enamel And Dentin: Current Status And Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235
35. Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR. (1994). Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic acid or phosphoric acid. *Australian Dental Journal*, 39, 292–297
36. Araujo FB, Garcia-Godoy F, Issao M. (1997). A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. *Pediatric Dentistry*, 19, 253–257
37. Asakawa T, Manabe A, Itoh K, Inoue M, Hisamitsu H, Sasa R. (2001). Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*, 25, 231–236
38. Jacques P, Hebling J. (2005). Effect Of Dentin Conditioners On The Microtensile Bond Strength Of A Conventional And A Self Etching Primer Adhesive System. *Dental Materials*, 21, 103–109
39. Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, Ciucchi B, Holz J. (1998). The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems in vitro. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 25, 45–51.
40. Hume WR. (1994). Influence of dentine on the pulpward release of eugenol or acids from restorative materials. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 21, 469–473

41. Marshall GW, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. (1997). The dentin substrate structure and properties related to bonding. *Journal Of Dentistry*, 25, 441–458
42. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International*, 24, 618–631
43. Nör JE, Feigl RJ, Dennison JB, Edwards CA. (1996). Dentin bonding: SEM Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Journal Of Dental Research*, 75, 1396–1403
44. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. (2001). Bond strength of self etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatric Dentistry*, 23, 481–486
45. Kanca J. (1992). Resin Bonding To Wet Substrates. I. Bonding To Dentin. *Quintessence International*, 9, 273–276
46. Gwinnet AJ, Tay FR, Wei SHY. (1996) Bridging The Gap Between Overly Dry And Overwet Bonding Phenomenon Optimization Of Dentin Hybridization And Tubular Seal. Shinimo M, Maeda T, Suda H, Takahashi K. “Dentin Pulp Complex” de. Tokyo, *Quintessence International*, 359–363
47. Perdigao J, Lopes M. Dentin Bonding State Of Art 1999. (1999). *Compendium*; 20: 1151–1162
48. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. (2000). Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Materials*; 16:311-323
49. Swift EJ. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24, 456–461
50. Tay FR, Pashley DH. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems I: Depth of penetration beyond smear layers. *Dental Materials*, 17, 296–308
51. Nakabayashi N, Saimi Y. (1996). Bonding to intact dentin. *Journal Of Dental Research*, 75, 1706–1715

52. Nakabayashi N, Pasley D. (1998). Acid Conditioning And Hybridization of substrates. Nakabayashi N, Pasley D. "Hybridization of Dental Hard Tissues" de. Osaka, *Quintessence Publishing Co, Inc*, 37–56
53. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL. (1995). Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *Journal Of Dentistry*, 23, 217–226
54. Telles PDS, Machoda MAA, Nör JE. (2001). SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry*, 23, 315–320
55. Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. (1998). Influence Of Self Etching Primer Experimental On The Adhesion Of Resin Composite To Polished Dentin And Enamel. *Dental Materials*, 14, 99–105
56. Wantanabe I, Nakabayashi N, Pashly DH. (1994). Bonding To Ground Dentin By A Phenyl-P Self Etching Primer. *Journal Of Dental Research*, 73(6), 1212–1220
57. Jain P, Stewart GP. (2000). Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Operative Dentistry*, 25, 51–58
58. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tome AR, Vanherle G, Lopes AB. (1996). Morphological Field Emission-SEM Study Of The Effect Of Six Phosphoric Acid Etching Agents On Human Dentin. *Dental Materials*, 12, 262–271
59. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. (1998). Evaluation Of Microtensile, Shear And Tensile Tests Determining The Bond Strength Of Three Adhesive Systems. *Dental Materials*, 14, 394–398
60. 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. *Journal Of Dental Research*, 79, 709–714
61. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of

- conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 17, 445–455
62. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. (2004). Four year water degradation of a glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *European Journal Of Oral Science*, 112, 73–83
63. Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E. (1985). Dentin Polymer Bond Promoted By Gluma And Various Resins. *Journal Of Dental Research*, 64, 1409–1411
64. El-Kalla IH, Garcia-Godoy F. (1998). Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *International Journal Of Pediatric Dentistry*, 8, 103–114
65. Hosoya Y, Ono T, Marshall SJ, Watanabe LG, Marshall Jr GW. (2004). The Nano Hardness And Elastic Modulus Of Carious And Sound Primary Canine Dentin. *Operative Dentistry*, 29, 142–149
66. Ikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. (1999). Microstructure of Primary Tooth Dentin. *Pediatric Dentistry*, 21(7), 439–444
67. Schmitt DC, Lee J. (2002). Microleakage Of Adhesive Resin Systems In The Primary And Permanent Dentitions. *Pediatric Dentistry*, 24, 587–593
68. Angker L, Swain VM, Kilpatrick N. (2003). Micro-Mechanical Characterisation Of The Properties Of Primary Tooth Dentin. *Journal Of Dentistry*, 31, 261–267
69. Bordin- Aykroyd S, Sefton J, Davies E. (1992). In Vitro Bond Strengths Of Three Current Dentin Adhesives To Primary And Permanent Teeth. *Dental Materials*, 8, 74–78
70. Salama F, Tao L. (1991). Comparison Of Gluma Bond Strength To Primary Vs Permanent Teeth. *Pediatric Dentistry*, 13, 163–166
71. Pashly DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995). Adhesion Testing Of Dentin Bonding Agents: A Review. *Dental Materials*, 11, 117–125

72. Pashly DH, Carvalho RM. (1997). Dentin Permeability And Dentin Adhesion. *Journal Of Dentistry*, 25, 355–372
73. International Organization For Standardization. (1994). ISO TR 11405. Dental Materials-Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure
74. Wilson NHF. (1990). The Evaluation Of Materials: Relationships Between Laboratory Investigations And Clinical Studies. *Operative Dentistry*, 15, 149–155
75. Marshall GW. (1993). Dentin: Microstructure And Characterization. *Quintessence International*, 24, 606–617
76. Al-Salehi SK, Burke FJT. (1997). Methods Used In Dentin Bonding Tests And Analysing 50 Investigations On Bond Strength. *Quintessence International*, 28, 711–723
77. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. (1997). Why Do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *Journal Of Dentistry*, 76(6), 1298–1307
78. Amory C, Yvon J. (1994). Shear Bond Strength Of A Light Cured Resin Composite Vs Dentin Characteristics. *Dental Materials*, 10, 203–209
79. Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. (2001). Influence Of Cross Head Speed On Resin Dentin Shear Bond Strength. *Dental Materials*, 17, 165–169
80. Kern M, Thompson VP. (1994). Influence Of Prolonged Thermal Cycling And Water Storage On The Tensile Bond Strength Of Composite To NiCr Alloy. *Dental Materials*, 9, 19–25
81. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. (2002). Bond Strength Of Two Adhesive Systems To Primary And Permanent Teeth Enamel. *Operative Dentistry*, 27, 403–409
82. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. (2001). Mode Of Failure In The Dentin Adhesive Resin-Resin Composite Bonded Joint As Determined By Strength Based And Fracture Based Mechanical Testing. *Dental Materials*, 17, 201–210

83. Nakabayashi N, Watanabe A, Arao T. (1998). A Tensile Test To Facilitate Identification Of Defects In Dentin Bonded Specimens. *Journal Of Dentistry*, 26(4), 379–385
84. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. (2002). Micro-Shear Bond Strength Of Dual Cured Resin Cement To Glass Ceramics. *Dental Materials*, 18, 380–388
85. Craig RG, Powers JM. (2002). Mechanical Properties. “*Restorative Dental Materials*”. 11th ed, St. Louis, Mosby Inc, 67–116
86. Van Noort R, Noroozi IC, Cardew G. (1997). A Critique Of Bond Strength Measurements. *Journal Of Dental Research*, 76, 1298–1307
87. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. (1998). Microtensile Testing Of Dentin Adhesives. *Dental Materials*, 14, 194–201
88. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. (2000). The Influence Of Storage Solution On Dentin Bond Durability Of Resin Cement. *Dental Materials*, 16, 1–6
89. Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. (2002). Adhesion Testing With The Microtensile Method: Effects Of Dental Substrate And Adhesive System On Bond Strength Measurements. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 4, 291–297
90. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley DH. (2001). Bonding Characteristics To Dentin Walls Of Class II Cavities In Vitro. *Dental Materials*, 17, 316–321
91. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. (2001). Microtensile Bond Strength Of Eleven Contemporary Adhesives To Dentin. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 3, 237–245
92. Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. (2000). Microtensile Strength Of Composite Bonded To Hot Pressed Ceramics. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 2, 305–313
93. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H et al. (1999). The Microtensile Bond Test: A Review. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 1, 299–309

94. Pashley DH. (2000). Department of Oral Biology and Maxillofacial Pathology, School of Dentistry, Medical College of Georgia, Augusta, Georgia. Personal Communication
95. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashly EL, Pashly DH. (1999). Regional Measurement Of Resin Dentin Bonding As An Array. *Journal Of Dental Research*, 78, 699–705
96. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. (2002). Microtensile Bond Strengths To Sclerotic Dentin Using A Self-Etching And A Total-Etching Technique. *Dental Materials*, 18, 359–369
97. Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Pereira PNR, Tagami J. (2001). Effects Of Different Burs On Dentin Bond Strengths On Self Etching Primer Bonding Systems. *Operative Dentistry*, 26, 375–382
98. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. (2001). No Bottle-Multi Bottle Dentin Adhesives: A Microtensile Bond Strength And Morphological Study. *Dental Materials*, 17, 373–380
99. Da Silva Telles PD, Aparecida M, Machado M, Nör JE. (2001). SEM Study Of A Self Etching Primer Adhesive System Used For Dentin Bonding In Primary And Permanent Teeth. *Pediatric Dentistry*, 23, 315–320
100. Krejci I, Besek M, Lutz F. (1994). Clinical And SEM Study Of Tetric Resin Composite In Posterior Teeth: 12 Months Results. *American Journal Of Dentistry*, 7, 27–30
101. Hasshoff G, Schneider H, Metre K. (2004). Tooth Composite Interface From Specific And Nonspecific Adhesive Restorative Systems. *Journal Of Biomedical Material Research, Part B: Appl Biomater* 71B, 38–45
102. Pontes DG, Melo AT, Monnerat AF. (2002). Microleakage Of New All In One Adhesive Systems On Dentinal And Enamel Margins. *Quintessence International*, 33, 136–139

103. Perdigao J, Eiriksson S, Rosa BT, Gomes G. (2001). Effect Of Calcium Removal OnDentin Bond Srengths. *Quintessence International*, 32, 142–146
104. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. (2000). Microtensile Bond Strengths Of Seven Dental Adhesives Systems. *Dental Materials*; 16, 180–187
105. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H ve ark. (2002). Evauation Of Thermal Cycling And Mechanical Loading On Bond Strength Of A Self-Etching Primer System To Dentin. *Dental Materials*, 18, 269–275
106. Seara SF, Erthal BS, Ribeiro M, Kroll M, Pereira GDS. (2002). The Influence Of A Dentin Desensitizer On The Microtensile Bond Strength Of Two Bonding Systems. *Operative Dentistry*,27, 154–160
107. Tagami J, Tao L, Pashley D.H. (1990). Correlation Among Dentin Depth, Permeability And Bond Strength Of Adhesive Resins. *Dental Materials*,6, 45–50
108. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. (1994). The Influence Of Age And Depth Of Dentin On Bonding. *Dental Materials*, 10, 241–246
109. Perinka L, Sano H, Hosoda H. (1992). Dentin Thickness, Hardness And Ca- Concentration vs. Bond Strength Of Dentin Adhesives. *Dental Materials*, 8, 229–233
110. Wang y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. (2006). Comparison Of Interfacial Characteristics Of Adhesive Bonding To Superficial Versus Deep Dentin Using SEM And Staining Techniques. *Journal Of Dentistry*, 34, 26–34
111. Suzuki T, Finger WJ. (1988). Dentin Adhesives: Sites Of Dentin vs. Bonding Of Composite Resins. *Dental Materials*; 4, 379–383
112. Prati C, Pashley DH. (1992). Dentin Wetness, Permeability And Thickness And Bond Strength Of Adhesive Systems. *American Journal Of Dentistry*, 5(1), 33–38

113. Mitchem JC, Gronas DG. (1986). Effects Of Time After Extraction And Depth Of Resin Dentin Adhesives. *Journal Of American Dental Association*, 113, 285–287
114. Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. (1993). Bond Strengths To Superficial, Intermediate And Deep Dentin In Vivo With Four Dentin Bonding Systems. *Dental Materials*, 9, 19–22
115. Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. (1997). Dentin Shear Strength: Effects Of Tubule Orientation And Intratooth Location. *Dental Materials*, 12, 109–115
116. Gwinnett AJ. (1992). Moist Versus Dry Dentin: Its Effect On Shear Bond Strength. *American Journal Of Dentistry*, 5, 127–129
117. Cardiac MC, Ferrari M, Vichi A, et al. (1997). Mapping Of Tubule And Intertubule Surface Areas Available For Bonding In Class V And Class II Preparations. *Journal Of Dentistry*, 25, 379–389
118. Çehreli Z.Ç, Akça T. (2003). Effect Of Dentinal Tubule Orientation On The Microtensile Bond Strength To Primary Dentin. *Journal Of Dentistry For Children*, 139–144
119. Harnirattisai C, Inokoshi S, Shimado Y. (1992). Interfacial morphology Of An Adhesive Composite Resin And Etched Caries In Effected Dentin. *Operative Dentistry*, 17, 222–228
120. Harnirattisai C, Inokoshi S, Shimado Y. (1993). Adhesive Interface Between Resin And Etched Dentin Of Cervical Erosion Abrasion Lesions. *Operative Dentistry*, 18, 138–214
121. Nakajima M, Ogata M, Okuda M. (1999). Bonding To Caries Affected Dentin Using Self Etching Primers. *American Journal Of Dentistry*, 12, 309–314
122. Nakajima M, Sano H, Zheng L. (1999). Effect Of Moist Vs. Dry Bonding To Normal Vs. Caries Affected Dentin With Scotchbond Multi Purpose Plus. *Journal Of Dental Research*, 78, 1298–1303
123. Nakajima M, Sano H, Urabe I. (2000). Bond Strengths Of Single Bottle Dentin Adhesives To Caries Affected Dentin. *Operative Dentistry*, 25, 2–10

124. Purk JH, Healy M, Dusevich V, Glaros A, Eick JD. (2006 Oct). In Vitro Microtensile Bond Strength Of Four Adhesives Tested At The Gingival And Pulpal Walls Of Class II Restorations. *J Am Dent Assoc*, 137(10), 1414–1418
125. Cho BH, Dickens SH, Bae JH, Chang CG, Son HH, Um CM. (2002). Effect Of Interfacial Bond Quality On The Direction Of Polymerization Shrinkage Flow In Resin Composite Restorations. *Operative Dentistry*, 27, 297–304
126. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. (1990). Relaxation Of Polymerization Contraction Shear Stres By Hygroscopic Expansion. *Journal Of Dental Research*, 69, 36–39
127. Cabrera E, Macora J.C. (2007). Polymerization Shrinkage Influences Microtensile Bond Strength. *Journal Of Dental Research*, 86(3), 227–231
128. Yesilyurt 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 Contemporary Dental Practice*, 7(2), 26–36
129. Sigurdur O.E, Patricia N.R.P, Edward J.S, Harald O.H, Asgeir S. (2004). Effects Of Saliva Contamination On Resin Resin Bond Strength. *Dental Materials*, 20, 37–44
130. Thomson JL, Main C, Gillespie FC. (1981). The Effect Of Salivary Contamination On Fissure Sealant Enamel Bond Strength. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 8, 11–18
131. Silverstone LM. (1984). State Of The Art On Sealant Research And Priorities For Further Research. *Journal Of Dentistry Education*, 48, 107–118
132. Sonis AL. (1994). Effects Of A New Bonding Agent On Bond Strength To Saliva Contaminated Enamel. *J Clinical Orthodontics*, 28, 93–94
133. Nasciemento AML, Reis JIL, Fontana U. (1997). Effects Of Saliva Contamination On Shear Bond Strength To Dentin. *Journal Of Dental Research*, 76, 66–69

134. Johnson ME, Burgess JO, Hermes CB, Buikema DJ. (1994). Saliva Contamination Of Dentin Bonding Agents. *Operative Dentistry*, 19(6), 205–210
135. Fritz UB, Finger WJ, Stean H. (1998). Salivary Contamination During Bonding Procedures With A One Bottle Adhesive System. *Quintessence International*, 29(9), 567–572
136. Hansen EK, Munksgaard EC. (1989). Saliva Contamination Efficacy Of Dentin Bonding Agents. *Dental Materials*, 5, 329–333
137. EL- Kalla IH, Garcia-Godoy F. (1997). Saliva Contamination And Bond Strength Of Single Bottle Adhesives To Enamel And Dentin. *American Journal Of Dentistry*, 10, 83–87
138. Jacobsen T, Söderholm KJ. (1995). Some Effects Of Water On Dentin Bonding. *Dental Materials*, 11, 132–136
139. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Ogata M, Tagami J. (2006 Apr). Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *Journal of Dentistry*, 34(4), 283–91
140. Bayle MA, Gregoire G, Sharrock P. (2007). The Role of Acrylophosphonic Acid Monomers In The Formation of Hybrid Layers Based On Self Etch Adhesives. *Journal of Dentistry*, 35, 302–308
141. Crisp RJ, Burke FJ. (2000). One-year clinical evaluation of compomer restorations placed in general practice. *Quintessence International*, 31, 181–86
142. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. (2007). Influence Of Specimen Design on the Microtensile Bond Strength to Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 159–168